

**Analyse der Belastungssituation bei zementierten
Hüftgelenktotalendoprothesen
anhand ausgewählter Probleme**

**Dissertation
Zur Erlangung des akademischen Grades**

Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

**vorgelegt dem Rat der Physikalisch-Astronomischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Dipl.-Ing. Dirk Schaffer
geboren am 29. April 1970 in Jena**

Gutachter

- 1. Prof. Dr.-Ing. habil. Harald Knake** (Friedrich-Schiller-Universität Jena)
- 2. Prof. Dr.-Ing. habil. Jochen Naumann** (Technische Universität Chemnitz)
- 3. Prof. Dr.-Ing. habil. Herbert Weber** (Universität Karlsruhe)

Tag der letzten Rigorosumsprüfung: 11. Mai 2001

Tag der öffentlichen Verteidigung: 5. Juni 2001

Inhaltsverzeichnis

1 Zementierte Hüftgelenktotalendoprothesen (HTEP)	1
1.1 Bedeutung	1
1.2 Lockerungsursachen	1
1.3 Belastungszustand	3
1.4 Untersuchungsmethoden	5
1.5. Auswahl und Ziele experimenteller Untersuchungen	7
2 Experimentelle Untersuchungsverfahren zur Analyse der Belastungssituation	9
2.1 Spannungsoptik	9
2.1.1 Ebene Spannungsoptik	9
2.1.2 Erstarrungsverfahren	10
2.2 DMS-Technik	11
2.3 Tekscan Druckmesstechnik	11
2.3.1 Druckverteilungsmessung	11
2.3.2 Tekscan – Verfahrensbeschreibung	13
2.3.3 Voruntersuchungen zur Anwendbarkeit von Tekscan	15
2.3.3.1 Zeitverhalten	15
2.3.3.2 Schubwirkung	19
2.3.3.3 Temperatureinfluss	20
2.3.4 Genauigkeit	21
2.3.5 Genauigkeitsverbesserung bei Belastungsintervallen	23
2.3.6 Tekscan-Messung	25
3 Untersuchungen zur Flächenlastverteilung im Interface	26
3.1 Theoretische Lösungsansätze	26
3.1.1 Analytische Lösungsansätze aus der Baustatik – elastische Bettung	26
3.1.2 FEM – Berechnungen	27
3.2 Experimentelle Untersuchung	27
3.2.1 Möglichkeiten und Ziele des kombinierten Einsatzes von Spannungsoptik und Tekscan	27
3.2.2 Modellbildung	28
3.3 Spannungsermittlung am eingespannten Balken	30
3.4 Diskussion der Ergebnisse	36
4 Untersuchungen an zementiertem HTEP-Schaft unter den Vorgaben nach ISO 7206-3	38
4.1 Untersuchungsziele	38
4.2 Kritische Einschätzung der standardisierten Prothesenbelastung	38

4.3 Spannungsoptische Modelluntersuchung	40
4.3.1 Modellierung der Belastung	40
4.3.2 Erstarrungsversuch	42
4.3.3 Auswertung am Symmetrieschnitt	45
4.4 Vergleich der Prothesenrandspannungen mit FEM-Berechnungen	49
4.5 Anwendung ebener Modelle	51
4.5.1 Verwendbarkeit ebener spannungsoptischer Modelle	51
4.5.2 Einfluss des Belastungswinkels auf die Spannungsverteilung	53
5 Femuruntersuchungen zur Validierung eines FEM-Modells	55
5.1 Ringspannungen am Femur	55
5.1.1 Modell und Belastung	55
5.1.2 Spannungsanalyse	56
5.2 Spannungs-Dehnungsanalyse an unterschiedlichen Femurgeometrien	60
5.2.1 Modelle und Belastung	60
5.2.2 DMS-Applikation	64
5.2.3 Messergebnisse	66
5.2.3.1 Homogene Femurmodelle	66
5.2.3.2 Femurmodelle mit HTEP	70
5.2.4 Vergleich der Messwerte mit FEM-Berechnungen	74
5.2.4.1 Bedeutung der experimentellen Validierung	74
5.2.4.2 Vergleich der Hauptdehnungswerte	74
5.2.4.3 Analyse der Belastungssituation an Modell 6	78
5.2.4.4 Validierbarkeit von FEM-Berechnungen mittels DMS	84
6 Untersuchungen zum mechanischen Verhalten von Knochenzement	86
6.1 Untersuchungen bei statischer Belastung	86
6.1.1 Bestimmung mechanischer Kennwerte	86
6.1.2 Zeitabhängigkeit des mechanischen Verhaltens	87
6.1.3 Verformungsverhalten nach Entlastung	88
6.2 Untersuchungen bei schwellender Belastung	91
6.3 Untersuchungen bei wechselnder Belastung	93
6.4 Diskussion der Untersuchungsergebnisse mit unterschiedlichen Belastungen	94
7 Abschließende Diskussion und Schlussfolgerung	95
Literaturverzeichnis	98
Danksagung	101
Ehrenwörtliche Erklärung	102

1 Zementierte Hüftgelenkttotalendoprothesen (HTEP)

1.1 Bedeutung

Der erste Einsatz künstlicher Gelenke liegt bereits über 100 Jahre zurück [1]. Trotz aller Unvollkommenheit der damals verwendeten Elfenbeinimplantate ist seither der künstliche Ersatz von Knochen und Gelenken prinzipiell möglich. Der totale Hüftgelenkersatz macht jährlich mit weltweit über 800000 [2] und ca. 140000 allein in Deutschland [1] den Hauptanteil aus. Die Erfolgsrate von über 90% - 10 Jahre nach Operation, zeigt für Patienten mit schmerzhafter Gelenkzerstörung eine hohe Effizienz. Durch künstliche Prothesen wird diesen Menschen im allgemeinen ihre vollständige Bewegungs- und Schmerzfreiheit zurück gegeben und ihre Lebensqualität deutlich verbessert.

Bis zum Jahre 1959 erfolgte die Verankerung von HTEP im Knochen grundsätzlich zementfrei jedoch mit recht hohen Lockerungsraten. Danach erfuhr die Endoprothetik einen entscheidenden Aufschwung durch die Verwendung des zuvor in der Zahnheilkunde und Neurochirurgie eingesetzten Knochenzementes zur Fixierung der Prothesen im knöchernen Lager. Die Erfolge der zementierten Verankerung haben in einigen Ländern, wie z.B. in Schweden dazu geführt, dass 95% der HTEP mit Knochenzement verankert werden [3].

Obwohl die Implantation zementierter HTEP bei Primäroperationen sehr erfolgreich ist und die Patienten im allgemeinen schon nach relativ kurzer Zeit ihre Hüfte beschwerdefrei belasten können, wurden in Langzeitstudien Prothesenschaftlockerungen nachgewiesen. Die ermittelten Lockerungsraten über einen Zeitraum von 15 Jahren liegen abhängig vom Alter und der Mobilität der Patienten zwischen 30 und 70% [4,5,6]. Diese diagnostizierten Lockerungen können zu Schmerzen und dem völligen Versagen der HTEP führen. Veröffentlichte Zahlen zeigen, dass die Zeiträume zwischen Implantation und Revisionsoperation statistisch zunehmen. Verbunden mit zunehmender Lebenserwartung und der Häufigkeit von totalem Hüftgelenkersatz liegt die Anzahl der wesentlich aufwendigeren und risikoreicheren Revisionsoperationen jedoch allein in Schweden bei über 600 pro Jahr und damit immer noch auf relativ hohem Niveau [7,8]. Diese Anzahl ist umso kritischer, wenn man bedenkt, dass diese Revisionsoperation auf Grund des bereits veränderten Knochens mit deutlich mehr Komplikationen verbunden ist und bezüglich Lebensdauer deutlich geringeren Erfolg aufweist. Langzeituntersuchungen berichten bereits nach 4,5 Jahren von Lockerungsraten von 44%[9].

1.2 Lockerungsursachen

Das Versagen künstlicher HTEP kann verschiedene Ursachen haben. Infektionen, technische Fehler, Prothesenbruch, Fehlstellungen und Knochenbruch nach Implantation stellen jedoch nur eine Minderheit dar. Obwohl im letzten Jahrzehnt deutliche Fortschritte gemacht wurden, blieb die aseptische Lockerung der zementierten Prothesenschaftkomponente beim totalen

Hüftgelenkersatz Hauptversagensursache [3]. Dabei ist unter aseptisch - die nicht bakteriell bedingte Spätlockerung zu verstehen.

Die Gründe, die zur Lockerung führen, sind trotz umfangreicher Untersuchungen weiterhin umstritten. Prinzipiell lassen sie sich in zwei Kategorien einteilen:

- Der Knochenzement stellt die entscheidende Schwachstelle im Verbund Femur-Knochenzement-Prothese dar.
- Der Lockerung gehen massive Knochenumbauvorgänge (Bone-Remodeling, Stress-Shielding) voraus, die zu einer kritischen Überbelastung am Interface des Knochenzement führen.

Die Schwachstelle Knochenzement liegt jedoch nicht nur im Materialverhalten der heute meistverwendeten Zemente begründet. Sie resultiert nach [10,11] zusätzlich aus:

- Zementierungsfehlern
- Gestaltungsfehlern des Prothesenschaftes
- Ablagerung von Verschleißpartikeln im Interface
- Knochennekrosen im Prothesenlager, die auf die toxische Wirkung des freien Monomers beim Polymerisationsablauf des Methylmethacrylates zurückzuführen sind

Die daraus ableitbaren Schlussfolgerungen sind vielfältig und teilweise entgegengerichtet.

So führen alle Bestrebungen zur Entlastung bzw. homogenen Belastung des Knochenzements zu für das Femur unphysiologischen Belastungen. Der daraus folgende Knochenumbauprozess bewirkt mit der Zeit völlig veränderte Belastungsverhältnisse, die dann kontraproduktiv zu kritischen Belastungen des Zementmantels führen können.

Der umgekehrte Weg geht von einer Minimierung bezüglich Stress-Shielding und Bone-Remodeling aus und führt meist zu Schenkelhals-Totalhüftendoprothesen [12,13], oder Komposit-Endoprothesen [14,15]. Neben einer deutlich höheren Lastübertragung auf den Knochenzement durch fehlende Versteifung, führen diese Prothesen zu verstärkter Mikrobewegung im Interface, deren Folge Abriebpartikel oder das Aufbrechen der Femur-Zement Bindungen sein können [16]. Dieser Ansatz verspricht also ebenso wenig Erfolg, was auch dadurch belegt ist, dass sich entsprechende Prothesenentwicklungen in der klinischen Praxis nicht durchsetzen konnten.

Die initiale Ursache für aseptische Prothesenlockerungen bleibt weiterhin verborgen, da Untersuchungen an Leichenfemora nur das Ergebnis der Lockerung dokumentieren. Aussagen, wonach durch Zementabrieb hervorgerufene Entzündungen als Ausgangspunkt für die aseptische Prothesenlockerung angesehen werden [17], gründen jedoch auf vorausgehenden Relativbewegungen zwischen Zement-Implantat und Zement-Knochen. Diese wären damit der eigentlich auslösende Faktor. Derartige Mikrobewegungen werden jedoch eigentlich durch das Einpressen des Knochenzementes in die Spongiosawaben sowie das Aufschumpfen des Knochenzementes auf das Implantat während der Polymerisation verhindert [18] – setzen also bereits eine Lockerung am Interface infolge Überbeanspruchung

voraus. Eine derartige Überbeanspruchung des Knochenzementes als vermeintlich schwächstem Glied konnte jedoch noch nicht eindeutig nachgewiesen werden [19,20].

Infolge dieses Wechselverhältnisses von Ursache und Wirkung stellen die derzeit verwendeten Prothesen einen Kompromiss dar. Erfolg und Misserfolg einer Prothese lässt sich somit nicht eindeutig durch ihre Wirkung auf die Knochenzementbelastung oder eine möglichst physiologische Femurbelastung erklären, sondern beruht einzig auf dem klinischen Erfolg, der sich aus der durchschnittlichen beschwerdefreien Verweildauer im menschlichen Körper ableitet.

Einzelne kaum vergleichbare Studien [21,22] diesbezüglich sind hierbei wenig hilfreich. Langzeituntersuchungen, die einen Vergleich und Statistiken unterschiedlicher Prothesen mit ausreichend großer Grundgesamtheit beinhalten, sind derzeit leider nur aus Schweden bekannt [7,8].

1.3 Belastungszustand

Ausgehend vom Fehlen einer fassbaren Zielfunktion zur Vermeidung aseptischer Prothesenlockerung und damit zur Erhöhung des Erfolgs bei totalem Hüftgelenkersatz mit Knochenzement gewinnt der Belastungszustand innerhalb des Verbundes Femur-Knochenzement-Prothese an Bedeutung. Insbesondere deshalb, weil Überbelastungen des Knochenzement am Interface zu Femur und Implantat als initiale Lockerungsursache nicht ausgeschlossen werden [17,23].

Grundsätzlich ist von zwei völlig verschiedenen Konstellationen am intakten und mit HTEP versorgten Femur auszugehen.

- Das intakte Femur stellt eine der natürlichen Belastung angepasste strukturierte Einheit dar. Seine mechanischen Eigenschaften verändern sich von der weichen Spongiosa im Inneren weitgehend stufenlos zur deutlich stabileren Corticalis am Außenrand.
- Die Implantation zementierter HTEP führt zu einem Verbundkörper aus mindestens drei Materialien, die völlig unterschiedliche mechanische Eigenschaften besitzen und insbesondere innerhalb des Femur lokal verschieden sind.

Zwischen den Verbundkomponenten existieren dreidimensionale teilweise geometrisch unbestimmte Grenzflächen.

Aus biomechanischer Sicht sind somit völlig unterschiedliche mechanische Modelle anzuwenden.

Einzig Übereinstimmung besteht in der anatomisch bedingten Belastung. Diese äußere Belastung setzt sich dabei aus Gelenkkraft und der Wirkung der am Femur angreifenden Muskel zusammen. Ein erster Ansatz zur Beschreibung dieses Kräftesystems ist bereits seit 1935 bekannt [24,25]. Er geht dabei vom statischen Gleichgewicht von Abduktor-Muskel und Gelenkkraft bei Belastung durch das Körpergewicht im Einbeinstand aus.

Die dabei resultierende Gelenkkraft von ca. dem vierfachen des Körpergewichts steht dabei in einem Winkel von ca. 27° zur Femurlängsachse in der Frontalebene (Abb. 1).

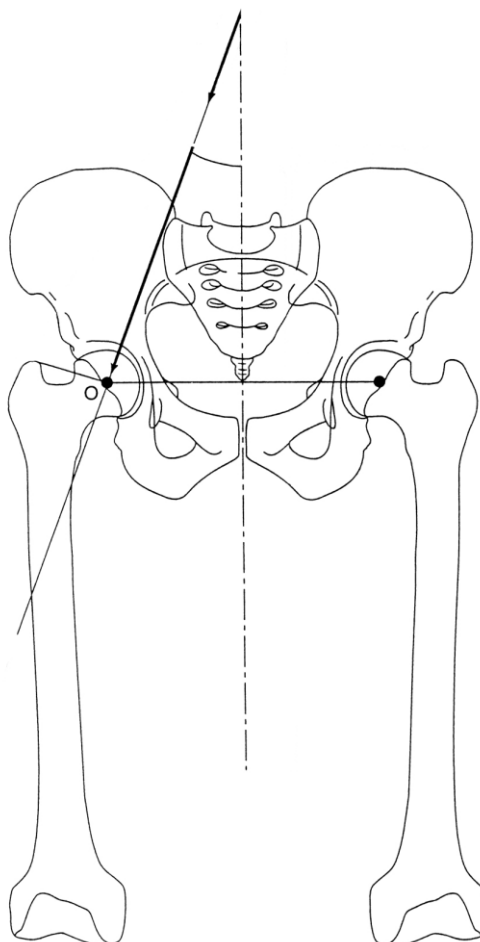


Abb. 1: Hüftskelett in der Frontalebene

Andere Veröffentlichungen nach ähnlichem Ansatz [26,27] gehen vom 2,2 bis 2,6-fachen Körpergewicht bei einer Neigung von 19° bis 30° aus.

Derartige Abweichungen lassen auf die Messung an stark voneinander abweichenden Anatomien schließen und erschweren eine einheitliche Beschreibung der äußeren Belastung.

In neuerer Zeit wurden Kräfte direkt im Körper (in-vivo) des Menschen gemessen und telemetrisch übertragen [28,29]. Dabei wurde die Abhängigkeit von Gelenkkraft und Richtung während des Gehens bei gleichen anatomischen Voraussetzungen untersucht. Vergleicht man weitere Literatur hinsichtlich des mechanischen Modells (Krafrichtungen, berücksichtigte Muskeln) stellt man fest, dass große Abweichungen bezüglich der ermittelten Belastungsgrößen bestehen. Eine ausführliche Gegenüberstellung [30] kommt zu dem Ergebnis, dass große Differenzen nicht nur beim Vergleich von Untersuchungen mit unterschiedlichen sondern auch bei gleichartigen Modellen vorkommen. So sind gegensätzliche Aussagen bezüglich des Einflusses des Prothesenmaterials auf Stress-shielding im Knochen dokumentiert. Weiterhin wird von unterschiedlichen Auffassungen über den Einfluss von Prothesenschaftlänge und -krümmung auf die Belastungssituation berichtet. Gleichzeitig wird jedoch die Notwendigkeit von in-vitro Untersuchungen hervorgehoben, die Stabilität, Belastungsübertragung und Festigkeitseigenschaften neuer Prothesen als Ziel haben. Um diese Untersuchungsergebnisse aus der Literatur vergleichbar zu machen, wird in [30] die meist unvollständige Angabe bezüglich der Belastungsverhältnisse kritisiert und ein

einheitliches Bezugssystem für Last- und Geometrieverhältnisse vorgeschlagen. Ausgangspunkt für die Belastungssimulation in-vitro ist dabei die Vereinfachung der Muskelkräfte durch eine resultierende Gelenkkraft. Ein Literaturvergleich zeigt, dass dieser Ansatz mit 44% der meist verwendete ist (Gelenkkraft & Abduktor: 39%; Sonstige: 17% [30]).

Es wird deutlich, dass sich allein die Beschreibung und Umsetzung der äußeren Belastung, die theoretisch für das intakte und prothetisch versorgte Femur gleich ist, recht kompliziert gestaltet. Für Untersuchungen des Belastungszustandes an zementierten HTEP kommt nun noch die veränderte Struktur im Innern des Femur hinzu. Seiner Beschreibung und den prinzipiellen Abhängigkeiten werden meist zuwenig Beachtung geschenkt. Häufig werden mit hohem Aufwand mehrere Einflussgrößen gleichzeitig untersucht [31,32,33,34] bzw. komplizierte und nicht ausreichend validierte FEM-Modelle verwendet, um den Belastungszustand der Komponenten im Verbund zu ermitteln [33,34,35,36].

Ziel und Inhalt dieser Arbeit ist deshalb eine Untersuchung des Belastungszustandes der einzelnen Verbundkomponenten - Femur, Knochenzement und Prothesenschaft sowie ihres Zusammenwirkens - unter genau definierten modellhaften Belastungen.

Damit verbunden sollen anhand der ausgewählten Zielstellungen experimentelle Belege für die Abhängigkeiten und Einflussgrößen an zementierten HTEP gegeben und so zur Beschreibung und dem Verständnis der Belastungssituation beigetragen werden.

1.4 Untersuchungsmethoden

Studien [30,37] zeigen die unterschiedlichsten Untersuchungsansätze zur Lösung der Verankerungsprobleme bei zementierten HTEP. Dabei wird unterschieden in:

- klinische Untersuchungen
- theoretische Untersuchungen
- experimentelle Untersuchungen

Die klinischen Untersuchungen konzentrieren sich dabei auf statistische Auswertungen der Versagensursachen [z.B. 22,38] und der Dauer der Beschwerdefreiheit nach prothetischer Versorgung [8,39]. Da diese Statistiken nur selten detaillierte Informationen zur Zementiertechnik enthalten und stets von verschiedenem Patientengut bezüglich Alter und Femurgeometrie ausgehen, sind daraus abgeleitete Aussagen zur Verbesserung der Langzeitstabilität mit großer Vorsicht zu betrachten. Sie ermöglichen jedoch hervorragend Entwicklungstendenzen und Veränderungen an Zementiertechnik und Prothesengeometrie, die zu keinem positiven Ergebnis führen, aufzuzeigen. Ein weiterer klinischer Schwerpunkt liegt in histologischen Untersuchungen der Zwischenschichtmembran, die sich im Interface Femur-Knochenzement bildet [z.B. 21,40]. Die dem Leichenfemur entnommene Membran stellt dabei das Ergebnis des Stress-Shielding dar. In der Literatur ist dabei umstritten, inwieweit sie Ursache oder Ergebnis der aseptischen Prothesenlockerung ist, da sie auch bei intakten HTEP beobachtet wurde [41]. Neben dem Entstehungsgrund sind auch ihre Eigenschaften weitgehend bekannt [21]. Nahezu nichts ist jedoch über ihre mechanische

Wirkung im Interface veröffentlicht. In numerischen Ansätzen zur Modellierung zementierter HTEP wird sie vernachlässigt, da meist vom Zustand direkt nach Implantation ausgegangen wird. Ein weiterer Grund ihrer Nichtberücksichtigung ist ihre geringe Dicke von 10 bis 30 μm [41], da eine Modellierung derart dünner Schichten mit sehr hohem Aufwand verbunden ist [42]. Diese Vernachlässigung stellt jedoch nicht das einzige Problem numerischer Untersuchungen dar. Zunächst muss jedoch erwähnt werden, dass sich die Methode der finiten Elemente (FEM) als besonders geeignete Methode zur Analyse der Spannungsverhältnisse am künstlichen Hüftgelenk bei idealisierten Modellen und Variationen bewährt hat. Jedoch sind wegen der zahlreichen und meist unerlässlichen Vereinfachungen derartiger Modellberechnungen in der Literatur teilweise stark voneinander abweichende Ergebnisse zu finden, so z.B. bei Aussagen zum Verlauf und den Orten maximaler Zementspannung - proximal [43] oder distal [19]. Diese Vereinfachungen bestehen hauptsächlich in:

- nicht ausreichender Differenzierung der Materialeigenschaften des Femur
- idealisiertem Kragensitz des Prothesenschafts
- vereinfachter Prothesengeometrie
- vereinfachter Femurgeometrie
- idealisierter Zementköcherwandstärke
- Annahme von Spannungsfreiheit im entlasteten Zustand
- vereinfachter äußerer Belastung
- Idealisierungen bezüglich Interface (einschließlich Zwischenschichtmembran)
- Stoffgesetzen für Femur und Knochenzement

Die zur Validierung durchgeführten Versuche vermitteln auch durch ihre teilweise unzureichende Beschreibung den Eindruck, dass hier angestrebt wurde, mittels Experiment diese Abweichungen als vernachlässigbar zu rechtfertigen [44,45]. Vergleicht man die meist gravierenden Unterschiede der numerischen und experimentellen Zahlenwerte und die zur Begründung angeführten Ursachen, erscheint dieses Vorgehen als äußerst fragwürdig. Unter dem Gesichtspunkt der Annäherung von FEM an die Bedingungen in-vivo ergeben sich drei unterschiedliche Zielrichtungen für experimentelle Untersuchungen.

- A) Experimente zur Validierung oder Verifizierung von FEM-Modellen
- B) Experimente zum Einfluss bestimmter Parameter auf den Belastungszustand im Verbund bzw. der Verbundkomponenten
- C) Experimente zur Bestimmung von FEM-Randwerten und Beschreibung von Interfacebeziehungen

Die Versuche zu Punkt A und B sind einander stark ähnlich, sollten jedoch nicht miteinander verknüpft werden. Die Validierung zielt in der Versuchsgestaltung auf die Angleichung der Verhältnisse im FEM-Modell und im Experiment, während Parameteruntersuchungen in-vitro mit dem Ziel der Abbildung der wahren Gegebenheiten in-vivo durchgeführt werden. Beide unterscheiden sich also grundsätzlich durch die bei der FEM vorgegebenen Vereinfachungen.

Die in [30] dokumentierte Studie zu experimentellen Stress-Shielding Untersuchungen gibt einen Überblick über den Untersuchungsstand zu Punkt B auf Basis von über 200 Quellen.

Trotz der Vielzahl an Untersuchungen zu Punkt B in den letzten zwei Jahrzehnten hat sich noch immer kein einheitliches experimentelles Vorgehen - wie in [30] vorgeschlagen - durchgesetzt. Die gewonnenen Erkenntnisse bleiben daher untereinander kaum vergleichbar und sind nur schwer zu verallgemeinern.

Die experimentellen Untersuchungen dieser Arbeit sollen sowohl direkt (Validierung) wie indirekt (Bestimmung von Randbedingungen) der Stützung bzw. Verbesserung numerischer Modelle dienen. Damit beschränkt sich das Untersuchungsspektrum auf Experimente der Punkte A und C. Inhalt ist dabei neben der Analyse des in-vitro Belastungszustandes der einzelnen Verbundkomponenten Femur, Knochenzement und Prothesenschaft auch die Suche nach Lösungsansätzen für Probleme, die durch die Verwendung standardisierter Vorgaben entstehen.

1.5. Auswahl und Ziele experimenteller Untersuchungen

Diese Arbeit ist Teil eines Verbundforschungsprojektes zur Entwicklung langzeitstabiler zementierter HTEP durch Optimierung der Belastungssituation am Interface Implantat-Knochenzement-Femur. Ziel des Projektes ist es, ausgehend von bestehenden HTEP-Systemen und der Problematik der aseptischen Prothesenlockerung, eine veränderte, deutlich homogenere Spannungsverteilung im Knochenzement zu erreichen.

Die FEM-Berechnungen erfolgten dazu am Institut für Bioprozess- und Analysenmesstechnik e.V. Heiligenstadt (IB A-Heiligenstadt). Die Klinik für Orthopädie der Philipps-Universität Marburg (Uni Marburg) war als Projektpartner für die Bereitstellung der CT-Daten für die FEM-Modelle und die Herstellung der Knochenzementprobekörper verantwortlich. Durch die KERAMED Medizintechnik GmbH Mörsdorf (KERAMED) erfolgte die Bereitstellung der Prothesenschaftes sowie die Herstellung der optimierten HTEP.

In Abstimmung mit den Projektpartnern lag der experimentelle Schwerpunkt auf der Validierung von FEM-Modellen (Femur und HTEP) sowie der Beschreibung von Interfacebeziehungen.

Ausgehend von den in der Literatur beschriebenen Untersuchungen wurde das Spektrum der experimentellen Möglichkeiten hinsichtlich Erkenntnisgewinn und Realisierbarkeit im Projektzeitraum eingegrenzt und die Aufgabenstellung entsprechend den einzelnen Komponenten des Verbundes Implantat-Knochenzement-Femur untergliedert:

- Aussagen zu Spannungsverhältnissen an den Kontaktstellen der Verbundpartner Femur, Knochenzement und Prothese sind in Anbetracht der verfälschenden Wirkung von Sensoren schwierig. Eine ebene spannungsoptische Modellierung umgeht dieses Problem, bedarf aber lastfreier Ränder, die nicht zur Verfügung stehen. Hier ist die Kenntnis einer Hauptnormalspannung für eine vollständige Auswertung nötig. Ein

hierzu einsetzbare Technologie stellt das relativ neue Tekscan Dmckmessverfahren dar, welches in Verbindung mit der Spannungsoptik eingesetzt werden soll.

- Für Vergleiche mit FEM sind meist Felddaten zum Spannungs- und Dehnungszustand wünschenswert. Hier bietet sich abgesehen von Oberflächenuntersuchungen die dreidimensionale Spannungsoptik an. Mit ihrer Hilfe soll eine ausgewählte Hüftschaffprothese unter standardisierter Belastung untersucht werden. Neben der Validierung von FEM-Modellen unter N01mbelastung liegt der Schwerpunkt hier in einer kritischen Einschätzung der durch den Standard vorgegebenen Belastungsverhältnisse.
- Für Untersuchungen zur Validierung von FEM-Modellen ist durch das verwendete Modellmaterial die Verfahrensvielfalt stark eingeschränkt. Da Oberflächenuntersuchungen (Reisslack, Oberflächenschichtverfahren) an der notwendigen Genauigkeit bzw. der versteifenden Wirkung der aufzubringenden Sensorschicht scheitern und die Modelle selbst nicht spannungsoptisch aktiv sind, wird hierzu die zur Validierung der FEM meist verwendete DMS-Technik angewendet. Mit ihrer Hilfe erfolgte auch die Bestimmung der mechanischen Kennwerte der Modellwerkstoffe und Untersuchungen am Knochenzement.

Auf die den Verfahren zugrunde liegenden Messprinzipien soll im nächsten Kapitel eingegangen werden, wobei aufgrund der anwendungsspezifischen Besonderheiten und dem Fehlen von verfahrensbeschreibenden Quellen die Tekscan Dmckmesstechnik den Schwerpunkt bildet.

2 Experimentelle Untersuchungsverfahren zur Analyse der Belastungssituation

Spannungsoptik und DMS-Technik werden in der Literatur [46,47,48] ausführlich beschrieben und sollen deshalb nur mit ihren wesentlichen Merkmalen angerissen werden. Anders stellt es sich bei der Tekscan Druckmesstechnik dar. Ihre Anwendung bedurfte umfangreichen Voruntersuchungen, die wesentlicher Bestandteil dieser Arbeit sind.

2.1 Spannungsoptik

2.1.1 Ebene Spannungsoptik

Die ebene Spannungsoptik liefert auf Grund optischer Interferenzerscheinungen Bilder, deren Auswertung zu einer quantitativen Felddiagnose über Hauptspannungsdifferenzen und Hauptspannungsrichtungen an zweidimensionalen Modellen führt.

Das spannungsoptische Prinzip beruht auf der Ausnutzung des optischen Doppelbrechungseffektes von transparenten belasteten Werkstoffen. Das belastete Modell wird in die spannungsoptische Apparatur (Abb. 2) gebracht und dort untersucht.

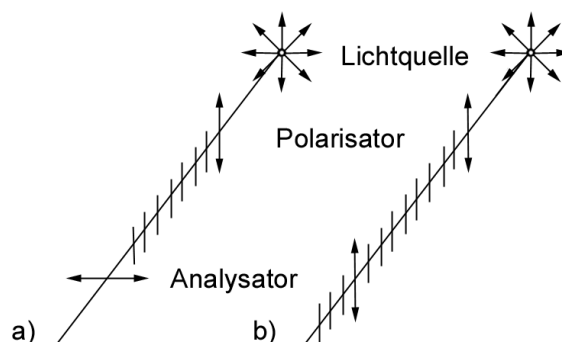


Abb.2: Prinzip der einfachen spannungsoptischen Apparatur a) Dunkelfeld b) Hellfeld

Die im Sehfeld der Apparatur entstehenden Interferenzstreifen geben nach ihrer Auswertung Auskunft über den in dieser Ebene vorherrschenden Spannungszustand. Ihre Erscheinung beruht auf dem Prinzip der Überlagerung unterschiedlich gebrochener Komponenten eines linear polarisierten Lichtvektors, der im Polarisator erzeugt wird. Beim Durchgang durch das doppelbrechende Material entstehen aus den linear polarisierten Lichtwellen Teilwellen, mit einem Gangunterschied zueinander, die in den Hauptspannungsrichtungen schwingen. Beim Durchgang durch einen Polarisationsfilter (Analysator) werden beide Teilwellen in einer Ebene überlagert und es bilden sich auf Grund ihres Gangunterschiedes die typischen Interferenzstreifen (Isochromaten), welche Linien gleicher Hauptnormalspannungsdifferenzen darstellen. Fällt eine Hauptspannungsrichtung mit der Filterebene des Polarisators zusammen, kommt es auf Grund der gekreuzten Stellung der Polarisationsfilter (für Dunkelfeld) und der fehlenden Doppelbrechung im Modell zur völligen Auslöschung - den Isoklinen und somit zur Richtungsanzeige der Hauptspannungen.

Da die Spannungen dabei über eine zusammenhängende Fläche gleichzeitig erkennbar sind, zählt die Spannungsoptik zu den Feldmessverfahren. Sie ist damit sehr gut geeignet, theoretische Ergebnisse zu validieren und komplizierte Spannungsverteilungen anschaulich darzustellen.

2.1.2 Erstarrungsverfahren

Eine Untersuchung geometrisch komplizierter Modelle als Ganzes ist spannungsoptisch nicht möglich, da spannungsoptische Verfahren nur Aussagen über zweiachsige Spannungszustände liefern. Um die interessierenden Modellpartien der Untersuchung zugänglich zu machen, hat sich neben anderen Verfahren besonders das Erstarrungs- oder Einfrierverfahren zur umfassenden Auswertung räumlicher Modelle bewährt.

Dieses Verfahren beruht auf einem 1936 von Oppel entdeckten Effekt, des Erstarrens von Spannungs- und Verformungszuständen in vernetzten molekularen Strukturen bei bestimmten Kunststoffen. Ein aus diesen Kunststoffen bestehendes Modell wird dabei soweit erwärmt, bis es in den hochelastischen Zustand gelangt. In diesem Zustand, der durch niedrigere Elastizitätsmodule und eine Abnahme der spannungsoptischen Konstante gekennzeichnet ist, wird der Körper mit einer konstanten Belastung versehen und danach sehr langsam abgekühlt. Die Molekülketten, die sich im hochelastischen Zustand entsprechend den im Innern des Werkstoffs entstehenden Spannungen ausrichten, werden durch die langsame Abkühlung in ihrer vorhandenen Orientierung vernetzt und geben so auch nach Abkühlung und Entlastung der Probe den erstarrten Spannungszustand wieder. Der so festgehaltene dreiachsige Orientierungszustand, der bei Beobachtung durch eine spannungsoptische Apparatur (Abb. 2) zur sogenannten Orientierungsdoppelbrechung führt und nach Entlastung des Modells zurückbleibt, kann nun durch entsprechende Zerlegung des Modells der Untersuchung nach den Regeln der ebenen Spannungsoptik zugeführt werden.

Die für dieses Verfahren benötigten Modelle entstehen durch Abguss eines in monomerer Form vorliegenden Gießharzes und anschließender Aushärtung durch chemische Additionsreaktion zwischen Harz und Härter. Das Endprodukt sind duroplastische Werkstücke, die nur noch mechanisch bearbeitet werden können. Für die Herstellung von geometrisch ähnlichen Modellen ist der Polyadditionsprozess so zu gestalten, dass die Schwindung möglichst gering bleibt (Tabelle 1). Gut bewährt hat sich nach [49] eine Härtingszeit von 20 bis 24 Stunden bei mindestens 100 bis 110°C Härtingtemperatur. Anschließend muss sehr langsam (1-3 K/h) bis auf Raumtemperatur abgekühlt werden, um Temperaturspannungen zu vermeiden.

Auf Besonderheiten bei der Herstellung von spannungsoptisch verwendbaren HTEP-Modellen wird im Punkt 4 genauer eingegangen.

Härtingszeit	Härtingtemperatur	Volumenkontraktion
14 bis 20 Stunden	100 °C	0,5 bis 0,8 %
14 Stunden	120 °C	1,0 bis 1,2 %
7 bis 10 Stunden	140 °C	1,3 bis 1,5 %
7 Stunden	160 °C	1,9 bis 2,2 %
2 bis 3 Stunden	180 °C	2,0 bis 2,2 %
1 bis 2 Stunden	200 °C	2,2 bis 2,3 %

Tabelle 1: Abhängigkeit der Volumenkontraktion von den Härtingsbedingungen [49]

2.2 DMS-Technik

Die Dehnungsmessung mittels Dehnungsmessstreifen (DMS) hat sich durch geringe Kosten der Serienfertigung der DMS und die Weiterentwicklung der Messverstärker zum meist verwendeten Verfahren der experimentellen Stmktmmechanik entwickelt [50]. Kein anderes physikalisches Verfahren im Berech der experimentellen Messtechnik liefert so vielfältige und zuverlässige Messinf01mation bei vergleichbar geringem Aufwand.

Die Wirkungsweise der DMS bemht auf der Widerstandsändemng eines Leiterstücks infolge Dehnung. Dabei ist die Dehnung der relativen Widerstandsändemng prop01tional

$$\frac{\Delta R}{R} = c \cdot \epsilon \quad (1)$$

Anwendung finden heute übelwiegend Folien-DMS , die einen Prop01tionalität sfaktor k_2 besitzen. Man unterscheidet hierbei in Einzel-DMS und DMS-Rosetten, die aus mehreren Einzel-DMS in speziellen geometrischen Anordnungen bestehen. Während Einzel-DMS nur Dehnungen in einer Richtung messen, ist es mittels DMS-Rosetten möglich, die Hauptdehnungen und ihre Orientiemng auf der Bauteiloberfläche zu bestimmen.

Zur Messung der Widerstandsändemng bedient man sich fast ausschließlich der Wheatstoneschen Blückenschaltung. Dabei wird nur ein DMS (Viertelblücke) auf dem Bauteil befestigt, der die gleiche Dehnung, wie die Bauteiloberfläche erfällt.

Um Temperatureinflüsse auf die Widerstandsändemng auszuschließen, verwendet man sogenannte Kompensations-DMS. Diese werden auf unbelasteten Oberflächen appliziert, die den gleichen Temperaturschwankungen wie der Mess-DMS unterliegen. Damit ergibt sich bei Verwendung einer Halbbücke:

$$\epsilon_{\text{rel. CM}} = \frac{1}{k_2} \left(\frac{R_M(cK) + M \cdot M(T)}{R_M} - \frac{R_K(cK) + M \cdot M(T)}{R_K} \right) \quad (2)$$

Da $cK =$ Ovorausgesetzt wird, lässt sich somit bei Verwendung von gleichen DMS für Messung und Kompensation ($R_M = R_K$) der Temperatureinfluss eliminieren. Es ist jedoch auch möglich das Temperaturverhalten emes DMS so einzustellen, dass die Temperatureffekte des Bauteils weitgehend kompensiert werden. DMS mit diesen Anpassungen sind jedoch nur für bestimmte Wfumeausdehnungskoeffizientenverfügbar.

2.3 Tekscan Druckmesstechnik

2.3.1 Dmckvelteilungsmessung

Die Messung der Dmckvelteilung sowie deren Analyse stellt ein Gebiet mit mannigfaltigen Anwendungen dar, das vom Faln·zeug- und Apparatebau, Maschinenbau über die Sp01t- und Arbeitsmedizin, die Biomechanik bis hin zur 01thopädie, Chimrgie und Dental-Medizin reicht [51,52]. Verallgemeinelt lässt sich sagen, sie spielt überall d01t eine Rolle, wo zwei Medien aufeinander wirken und die dabei entstehenden N01malspannungen in den Belühnmsflächen von Bedeutung sind (Abb. 3). Dabei können diese Medien alle Aggregatzustände annehmen.

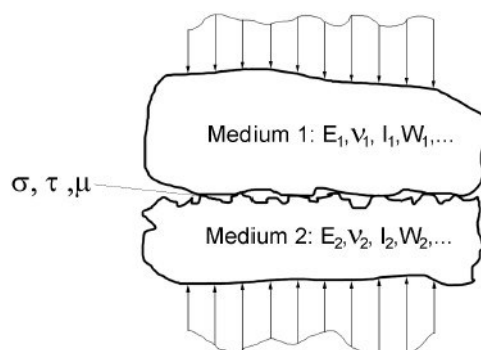


Abb. 3 Einflussfaktoren auf die Druckverteilung zwischen Medien

Auf feste Medien beschränkt, bei denen wir linear-elastisches Materialverhalten voraussetzen, folgt für das mechanische Modell das Aufeinandewirken zweier Festkörper, die in der Regel unterschiedliche mechanische Kennwerte $E_1, \nu_1, I_1, W_1, \dots$ sowie Flächenträgheits- bzw. Widerstandsmomente $I_2, \nu_2, I_2, W_2, \dots$ besitzen. Bei der Belastung unterscheidet man zwischen unverspanntem Fall (Belastung durch Eigengewicht) und verspanntem Fall (z.B. durch Schrauben erzeugte Einzelkräfte).

Die Berührungsoberfläche beider Körper ist nur im Idealfall eben und durch einen geschlossenen Kontakt gekennzeichnet, woraus sich das bekannte Kontaktproblem ergibt. Der Spannungszustand im Verbund der beiden Festkörper ist im Normalfall räumlich verteilt und nur unter der Voraussetzung, dass die Möglichkeit des Gleitens ($\sigma = 0$ oder $\tau = 0$) in der Kontaktfläche besteht, ist die Belastung auf die Kontaktfläche eine Normalspannung und gleich dem gesuchten Druck.

Abb.4 zeigt die möglichen Druckmessprinzipien und gibt einen Überblick zu den Eigenschaften der mechanischen und chemischen Sensoren.

Physikalisches Prinzip	Mechanisch				Chemisch	Elektrisch
Messprinzip	1 Abdruckprinzip	1 Kugeleindruckprinzip	1 Spannungsoptik	1 Farbentwicklerprinzip	1 Farbentwicklerprinzip	Induktiv
Sensor	farbgebendes und farbnehmendes Papier	Kugelmessgitter	Kugelmessgitter und spannungsoptisch aktive Schicht	Folie mit Flüssigkeitskapseln und Entwicklerfolie		Kapazitiv
Sensordicke	0,2 bis 0,8 mm	>2 mm	>2 mm	0,2 mm		Piezo
Vor- und Nachteile	+ kostengünstig - ungenau - Belastungsdauer > 2 Minuten	- Zerstörung der Kontaktflächen - Auswertung aufwendig	+ Kontaktfläche wird nicht zerstört - Zugänglichkeit der Sensorschicht	+ Schichtdicke festgelegt und begrenzter Druckbereich		Resistiv

Abb.4: Druckmessprinzipien

Außer den Verfahren mit Ausnutzung elektrischer Eigenschaften sind alle Verfahren nur für statische Untersuchung geeignet. Die verwendeten Sensoren sind nicht wieder verwendbar. Oft sind jedoch Veränderungen der Druckausbildung infolge veränderter Belastung von Interesse (Lastfolgen, dynamische Belastungen). Deshalb sind in den letzten 10 Jahren deutliche Fortschritte bei der Entwicklung von Sensoren unter Ausnutzung elektrischer Eigenschaften zu verzeichnen, die unterschiedliche physikalische Effekte nutzen.

In Verbindung mit neuen Fertigungstechnologien und Auswertetechniken (Multiplexverfahren) entstanden Flächensensoren (Messmatten) mit mehr als 1000 Elementarsensoren, die überwiegend kapazitive und resistive Prinzipien nutzen. Diese Sensoren sind meist mehrfach verwendbar und ermöglichen mit Abtastfrequenzen von über 100 Hz (abhängig von Elementarsensorzahl) dynamische Druckverteilungsanalysen.

2.3.2 Tekscan – Verfahrensbeschreibung

Die Tekscan-Drucksensor-Technologie (TDT) zählt zu den resistiven Verfahren, nutzt also die Eigenschaft bestimmter Materialien, ihren Widerstand unter Druck zu verändern. Bei der TDT wird eine auf Karbonmolybdändisulfid basierende Flüssigkeit mit Acrylbindemittel in getrockneter Form als Sensormaterial verwendet [53,54]. Ein physikalisch bedingter Nachteil dieses Materials besteht in der Veränderung der Eigenschaften nach mehrmaliger Belastung, wodurch die Reproduzierbarkeit der Messungen in der Literatur [55,56] als relativ schlecht eingeschätzt wird. Da der Ursprung der TDT in der Dental-Medizin liegt [57], beruhen die meisten veröffentlichten Tekscan-Messungen auf Untersuchungen der dentalen Okklusion [56,58,59,60]. Unter Berücksichtigung der Kontaktverhältnisse bei dentaler Okklusion ist es dabei kaum verwunderlich, dass hier starke Messabweichungen registriert wurden. Untersuchungen zum planaren Auflösungsvermögen in [58] zeigen eine Wahrscheinlichkeit von nur 0,44 für die Registrierung von kleinen Kontaktflächen. Diese begründet sich in der Anordnung und den Abständen der Elementarsensoren. Die in [59] beschriebenen schwankenden Sensibilitätsschwellen bei lokal veränderter Belastung sind auf die gleiche Weise zu erklären, da bei Belastungsflächen kleiner $1,2 \text{ mm}^2$ die tatsächliche Sensorfläche statistisch kaum vollständig belastet wird.

Diese Problematik stellt sich bei der Druckverteilung an der Fußsohle nicht. Messungen mit dem Meßsystem F-Scan, einer Weiterentwicklung des T-Scan aus der Dental-Medizin, führten zu guten Ergebnissen bei der Plantardruckmessung in Schuhen [61]. Dabei wird einschränkend bemerkt, dass nur Druckunterschiede größer 30% sicher nachweisbar waren.

Alternativen unter den elektrischen Druckmessprinzipien zur dynamischen Feldmessung wären die kapazitiven Verfahren, die jedoch durch ihre Sensordicke von mehr als einem Millimeter die Kontaktverhältnisse im Hinblick auf Untersuchungen am Interface von HTEP sehr stark beeinflussen. Im Gegensatz dazu beträgt die Schichtdicke der Tekscan Sensoren nur 0,1mm.

Daraus muss geschlossen werden, dass die TDT zur Druckverteilungsanalyse hier das geeignetste Verfahren darstellt. Es macht jedoch weitergehende Untersuchungen des Sensorverhaltens notwendig, um quantitative Analysen zu ermöglichen.

Aus [62] geht das druckabhängige Verhalten des Sensors hervor (Abb. 5).

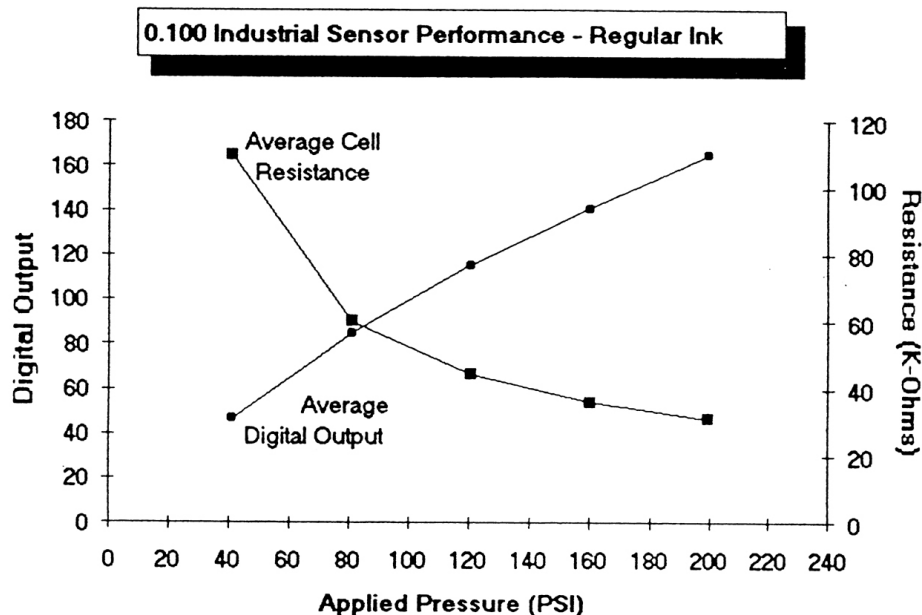


Abb. 5: Sensorverhalten: Abhängigkeit von ohmschem Widerstand der Sensorzellen und digitaler Ausgabe des anliegenden Druckes am Beispiel eines 0.100 Industrial Sensors [62]

Trotz der durch das Sensormaterial bedingten Nichtlinearität des Verhältnisses aus Druck- und Widerstandsänderung zeigen die digitalen Messwerte im entsprechenden Druckbereich einen linearen Zusammenhang zur wirkenden Belastung. Diese Anpassung erfolgt bei der TDT in der Hardware, die aus einer PC-Karte und dem sogenannten Handle zum Anschluss der Sensorfolien besteht. Der prinzipielle Aufbau der Folien ist in Abb. 6 dargestellt.

Man erkennt, dass der Sensor aus zwei Polyesterfolien mit aufgedampften Leiterbahnen aus Silber, die im Siebdruckverfahren mit der genannten Widerstandsbeschichtung versehen werden, besteht.

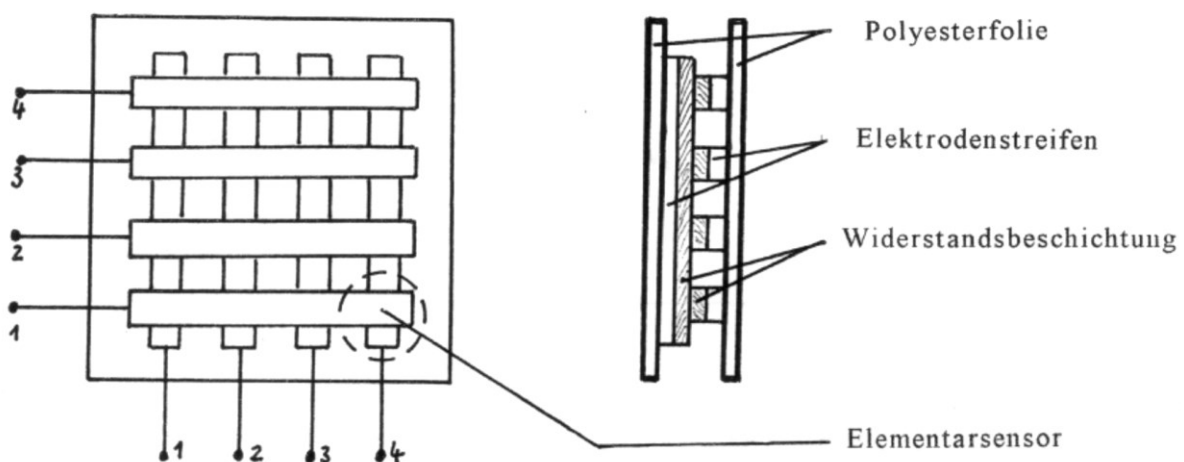


Abb. 6: Schematische Darstellung des Aufbaus der Foliensensoren [63]

Die Folien sind so zusammengefügt, dass die Widerstandsstreifen ein Gitter bilden, bei dem jeder Kreuzungspunkt ein Elementarsensor darstellt. Daraus ergibt sich eine Matrixanordnung von n-Zeilen und m-Spalten. Beim industriell meist verwendeten I-Scan System beträgt die Spalten- und Zeilenanzahl in der Regel 44 wodurch sich $44 \times 44 = 1936$ Elementarsensoren ergeben. Das auf die Kontaktflächen im Knie angepasste K-Scan System verteilt seine Elementarsensoren auf zwei Foliensegmente mit einer Matrix von jeweils 22×26 .

Die Abfrage der Elementarsensoren erfolgt im Multiplexverfahren. Anzeige und Abspeicherung wird durch eine systemintegrierte Software in Matrixform realisiert, wobei bezüglich erweiterter Auswertung auf externe Programme zurückgegriffen werden muss.

Im Gegensatz zu den oben beschriebenen spannungsoptischen und DMS-Verfahren sind die Messwerte der TDT mit großen Einschränkungen bezüglich Reproduzierbarkeit und Genauigkeit bei statischer Belastung behaftet, die eingehende Voruntersuchungen notwendig machen.

2.3.3 Voruntersuchungen zur Anwendbarkeit von Tekscan

2.3.3.1 Zeitverhalten

Belastet man einen fabrikneuen Tekscan-Sensor mit einem konstanten Druck, erhält man zeitlich veränderliche digitale Messwerte. Die Kalibrierung, der alle Sensoren generell vor Benutzung unterzogen werden müssen, bewirkt jedoch nur eine eindeutige Zuordnung der 8-bit Messwerte zu entsprechenden Druckwerten. Somit werden vom Sensor zeitabhängige Druckwerte ausgegeben. Daraus folgt, dass der Tekscan-Sensor und damit die TDT ohne Kenntnis bzw. Berücksichtigung des Zeitverhaltens nicht zur quantitativen Messung einsetzbar ist.

Deshalb wurde zunächst an Sensoren vom Typ I-Scan 5051-150 das Zeitverhalten bei statischer Dauerbelastung untersucht.

Die Belastung erfolgte in einer eigens zur Kalibrierung der Sensoren hergestellten Druckkammer. Der Druck wurde dabei pneumatisch erzeugt und über eine Membran auf die Sensorfläche gleichmäßig verteilt. Durch die Auflage des Sensors auf einer ebenen Grundplatte ist die Belastung der gesamten Sensorfläche gleich. Somit ist es möglich den Mittelwert über alle 1936 Elementarsensoren als Messwert zu verwenden.

In Abb. 7 ist das Zeitverhalten eines ungebrauchten und eines mehrfach über 24 Stunden belasteten Sensors dargestellt. Dabei wird deutlich, dass eine Vorbelastung des Sensors über mehrere Stunden notwendige Vorraussetzung ist, um statische Belastungen quantitativ bestimmen zu können. Belastungsversuche mit unterschiedlicher Belastungsdauer und Belastungsgröße haben dabei ergeben, dass eine 24-stündige Dauerbelastung mit ca. 60% des jeweiligen Sättigungsdruckes (sensorbezogene Herstellerangabe für Maximalbelastung) geeignet ist, die zeitabhängigen Änderungen der Messwerte zu minimieren, ohne eine spürbare Schädigung in Form nachlassender Empfindlichkeit zu hinterlassen.

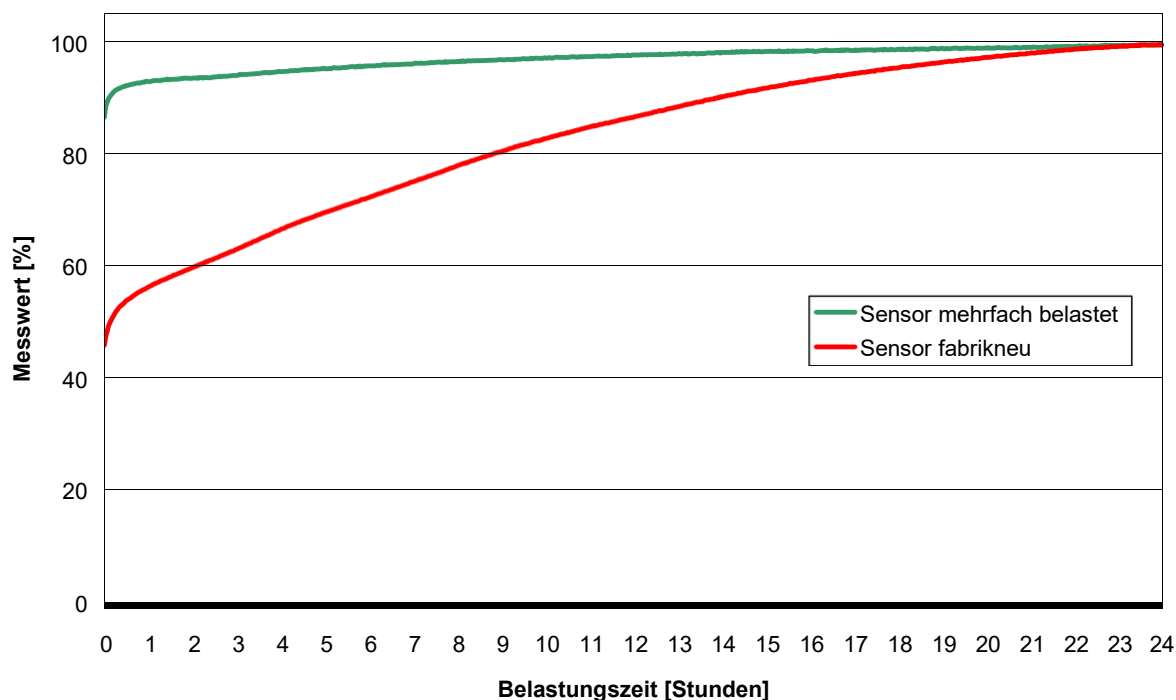


Abb. 7: Zeitabhängigkeit der Messwerte unterschiedlich vorbelasteter Sensoren
(Belastung mit 60% des Sättigungsdruckes)

Die Ergebnisse der Dauerbelastungsversuche und Untersuchungen zum dynamischen Verhalten von Tekscan Sensoren in [64] legten die Vermutung nahe, dass das Sensormaterial bei Entlastung ähnlich zeitabhängige Eigenschaften besitzt wie bei Belastung. Inwieweit es sich dabei um viskoelastische oder viskoplastische Effekte handelt, sollte in Versuchen mit periodischer Belastung geklärt werden. Die aufeinander folgenden Zeitintervalle konstanter Belastung und Entlastung betrugen dabei jeweils nur eine Stunde (Abb. 8).

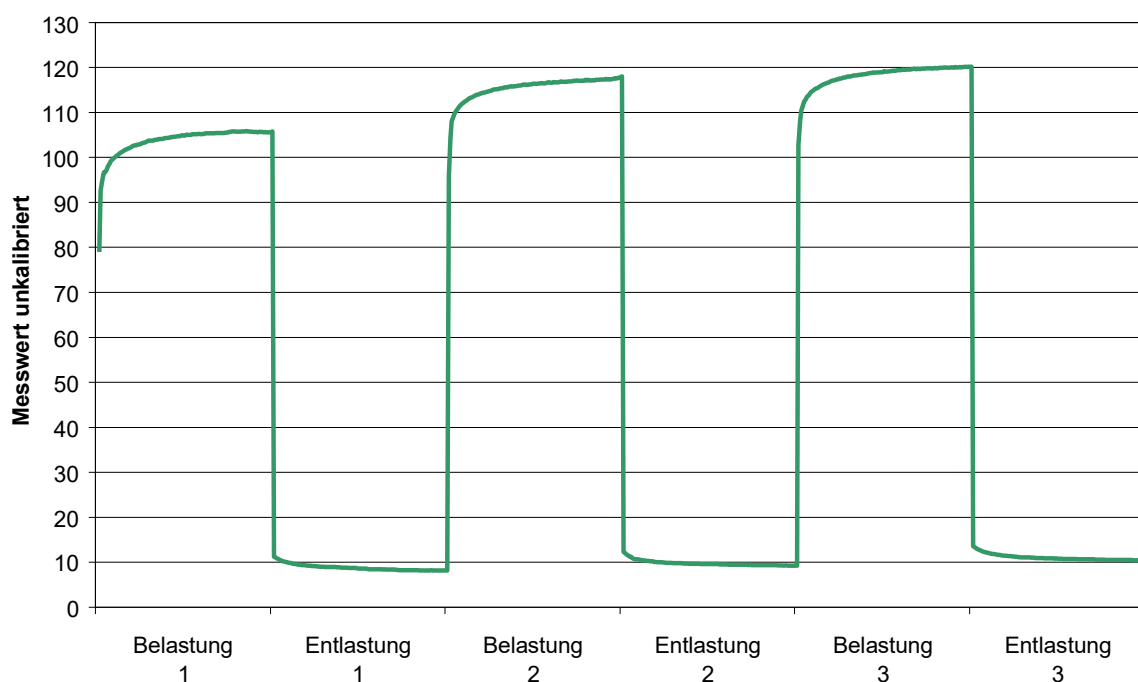


Abb. 8: Zeitabhängigkeit der Messwerte bei periodischer Belastung
(Belastungsintervall = Entlastungsintervall = 1 Stunde)

Betrachtet man die Endwerte der Belastungsintervalle in Abb. 8, so erkennt man das prinzipielle Verhalten bei statischer Belastung trotz Belastungsunterbrechung wieder.

Die Entlastungsintervalle haben bei gleicher Länge nicht zu einem vollständigen Rücksetzen der Messwerte geführt. Der Sensor befindet sich also nach erfolgter statischer Be- und Entlastung in einem veränderten Ausgangszustand, der eine Neukalibrierung erforderlich macht. Die Abb. 8 zugrunde liegenden Belastungsintervalle waren dabei mit einer Stunde relativ lang, um die Wirkung der Belastung auf das Zeitverhalten der Messwerte zu verdeutlichen. In der Regel sollte eine statische Druckmessung mittels TDT jedoch innerhalb weniger Minuten beendet sein und dem Sensor danach ein längerer Entlastungszeitraum eingeräumt werden können. Im Hinblick auf den praktischen Einsatz wurde in weiteren Untersuchungen das Belastungsregime dahingehend geändert, dass eine Kurzzeitmessung mehrfach hintereinander wiederholt wird. Der Sensor bleibt danach längere Zeit unbelastet, bevor die Messperioden z.B. zum Zwecke der Ermittlung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse wiederholt werden. Abb. 9 zeigt die ermittelten Messwertverläufe.

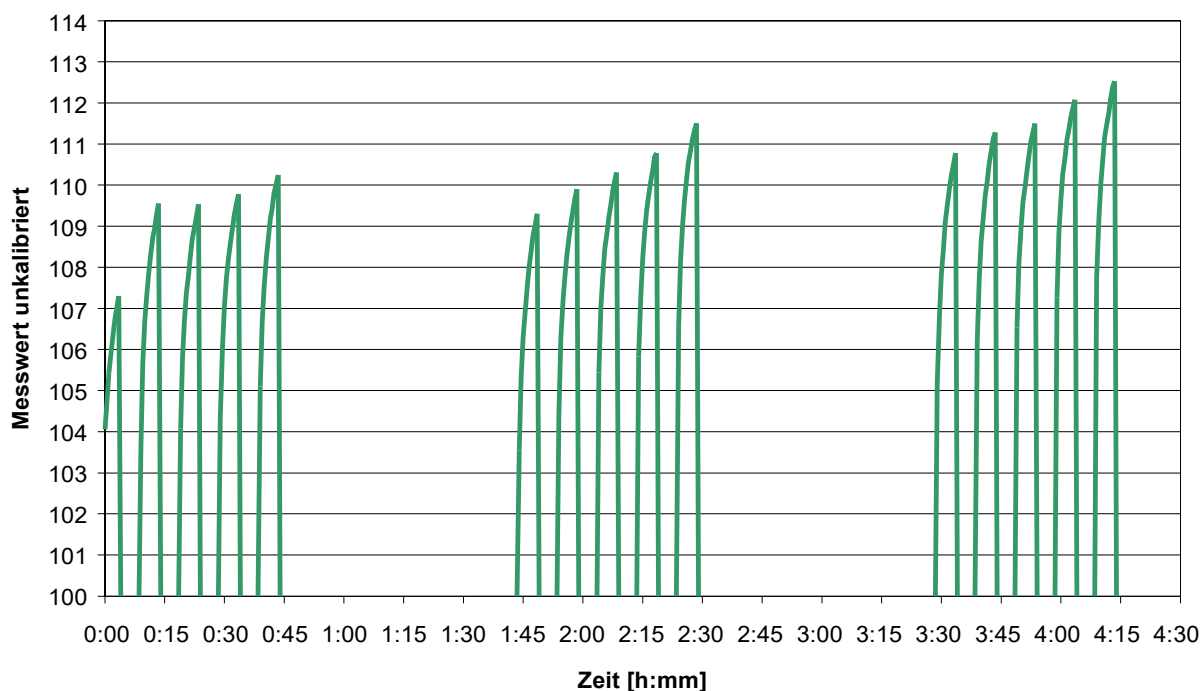


Abb. 9: Zeitabhängigkeit der Messwerte bei periodischer Belastung
(Belastungsintervall = Entlastungsintervall = 5 Minuten)

Die Abhängigkeit der Messwerte von der vorausgehenden Entlastungsdauer konnte dabei voll bestätigt werden. Betrachtet man den Fehler der Reproduzierbarkeitsgenauigkeit anhand der Messwerte aus Abb. 9, so liegt dieser zwischen 1,6% und 3,3% bezüglich der Maximalwerte am jeweiligen Intervallende. Er ist jedoch nicht zu verallgemeinern, sondern nur für genau dieses Belastungsregime gültig. Wie man leicht sieht, ließen sich die Messwerte noch genauer reproduzieren, würde man die hier einstündige Erholungsphase des Sensors verlängern. Mit einer Stunde Pause zwischen den Messzyklen lässt sich jedoch schon eine befriedigende Reproduzierbarkeitsgenauigkeit erreichen, ohne den Sensor neu kalibrieren zu müssen. Die

kurzen Belastungs- und Entlastungsintervalle von nur 5 Minuten können eine deutliche Verbesserung der Wiederholgenauigkeit bewirken. Vergleicht man die relativen Abweichungen von drei aufeinander folgenden Belastungsintervallen, so liegen diese Werte hier unter 2,1%, während sie bei einstündigem Belastungswechsel bedingt durch längere Belastungszeiten deutlich größer sind. Die Messung nach kurzer statischer Belastung ist somit vorteilhaft, jedoch nur selten praktikabel. Die Gründe dafür sind:

- exakte Bestimmung von Belastungsbeginn und –ende
- schnelle und gleichzeitige Belastung in der gesamten Kontaktfläche
- Kalibrierung zum Zeitpunkt ungünstigen Sensorzeitverhaltens (Abb. 7)
- Notwendigkeit schneller, vollständiger und gleichmäßiger Entlastung

Wegen der relativ starken Zeitabhängigkeit der Messwerte bei statischer Belastung muss die Kalibrierung nach gleicher Belastungsdauer wie die spätere Messung erfolgen. Dieses kann insbesondere bei Druckdifferenzmessungen, wie in [65] beschrieben, einen hohen Aufwand für die Realisierung der Kalibrierbelastung bedeuten.

Abgesehen von der praktischen Umsetzbarkeit kurzer Belastungswechsel, zeigt die praktische Durchführung des Kalibriervorgangs die Notwendigkeit längerer Vorbelastungen, bevor mit der Kalibrierung und damit der Messwertaufzeichnung begonnen werden kann.

Neben der starken Zeitabhängigkeit der Messwerte bei statischer Belastung zeigt der Sensor auch im entlasteten Zustand von der jeweiligen Vorbelastung abhängige Werte an. Legt man die Messwerte aus Abb. 8 zugrunde, erkennt man, dass die Messwerte nach vollständiger Entlastung nicht sofort auf den Ausgangswert vor Belastung i.d.R. Null zurückgehen.

Abb. 10 zeigt die Entlastungswerte in höherer Auflösung.

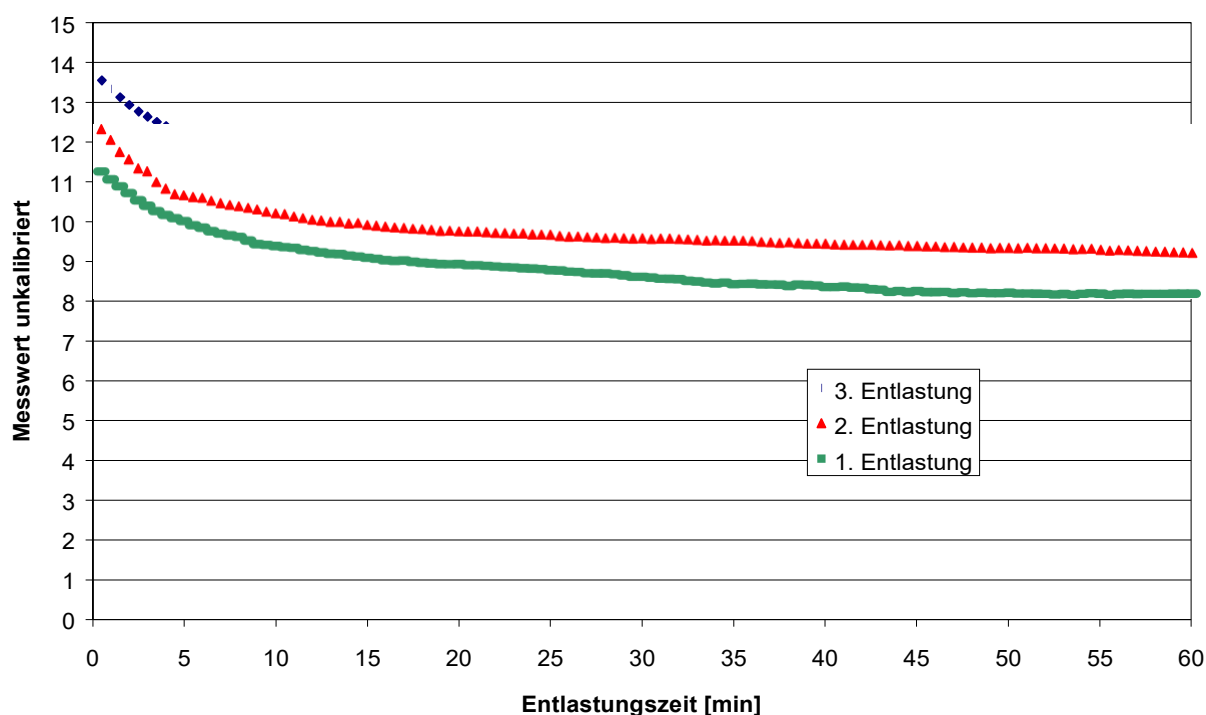


Abb. 10: Zeitabhängigkeit der Entlastungs-Messwerte bei periodischer Belastung
(Belastungsintervall = Entlastungsintervall = 1 Stunde)

Nach Entlastung verbleiben also Messwerte, die degressiv abnehmen jedoch auf unterschiedliche Niveaus. Lässt man den Sensor über sehr große Zeit unbelastet (Abb. 11) unterschreiten die Messwerte die Sensibilitätsschwelle und der Sensor zeigt vollständige Entlastung an.

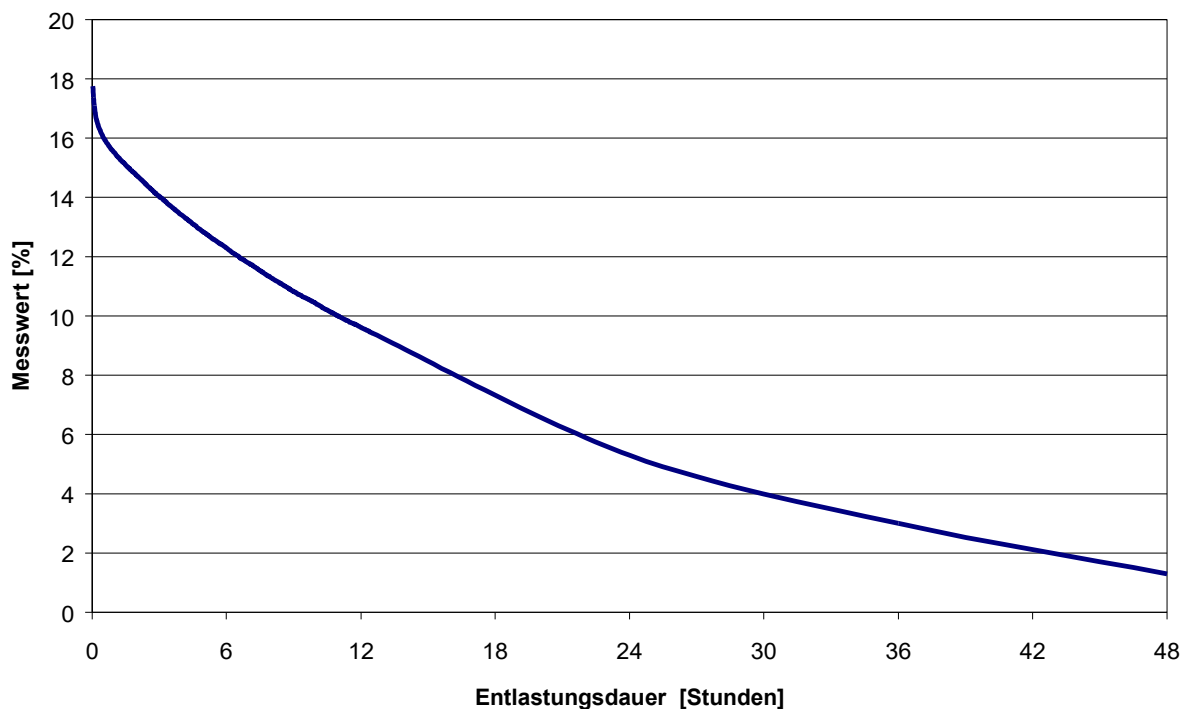


Abb. 11: Zeitabhängigkeit der Entlastungs-Messwerte – bezogen auf Belastungs-Messwert vor Entlastung

Für die Messung zeitlich konstanter Druckverteilungen bedeutet die systembedingte Zeitabhängigkeit des Sensorverhaltens:

- Längere Entlastungsphasen zwischen Kalibrierung und statischer Messung sind notwendig, um die systembedingten Fehler (Zeitabhängigkeit des Sensorverhaltens) zu minimieren.
- Die Wiederholgenauigkeit lässt sich durch kürzere Belastungsintervalle erhöhen.
- Da Kalibrierung und Messung nach gleicher Belastungsdauer erfolgen muss, erhöhen lange Belastungszeiten die Genauigkeit der Messwerte und der Kalibrierung.
- Die Reproduzierbarkeit einer statischen Messung ist entscheidend von der Kalibrierung und der Belastungsvorgeschichte der verwendeten Sensoren abhängig.
- Neue Sensoren sind vor ihrem ersten Einsatz einer „Einfahrbelastung“ zu unterziehen.

2.3.3.2 Schubwirkung

Die TDT ist zur Messung von Normaldrücken zwischen Oberflächen bestimmt [52]. Über den Einfluss von Belastungen, die nicht senkrecht zur Kontaktfläche wirken, sind von Seiten des Herstellers keine Angaben gemacht. Da der Druckbelastung durch Querdehnungswirkungen oder zusammengesetzte Beanspruchungen in der Regel Tangential- bzw. Schubspannungen überlagert sind, ist deren Einfluss auf die Messergebnisse von großer Bedeutung. Erste

Untersuchungen hierzu wurden in [63] durchgeführt. Ein signifikanter Einfluss der Schubspannungen auf die Messergebnisse konnte nicht nachgewiesen werden. Dabei muss eingeschränkt werden, dass das Verhältnis von Schub und Normalspannungen durch das Reibverhalten der Oberflächen beschränkt war. Durch Fixierung des Sensors auf den Kontaktflächen ließe sich der Schubanteil wahrscheinlich deutlich erhöhen, die Messung würde dabei jedoch zur Zerstörung des Sensors führen.

Die Schubspannungsunabhängigkeit der Messwerte lässt sich auch erklären, wenn man den Aufbau des Sensors berücksichtigt: Die orthogonal zueinander angeordneten Leiterbahnen sind mit Folien verbunden, die nur außerhalb der Messfläche miteinander verklebt sind. Innerhalb der aktiven Sensorfläche liegen die Leiterbahnen nur lose übereinander. Schubspannungen bewirken ohne Normalspannungen nur eine geringe Verschiebung der Elementarsensoren, die durch die mechanische Stabilität des Sensors begrenzt wird. Wird diese Grenze überschritten, entstehen Falten auf den Folien und der Sensor ist zerstört. Damit bewirken Schubspannungen lediglich Fehler durch die Erfassung unterschiedlich großer Kontaktpunkte. Die Stabilität des Sensors schränkt diesen Fehler jedoch so stark ein, dass diese Verschiebung auch bei großflächigen Sensoren unter 0,1 mm liegt und sich somit innerhalb der Genauigkeit der Sensormatrix befindet. Daher sind Schubwirkungen in der Kontaktfläche als bedeutungslos anzusehen. Es ist somit möglich, aus den komplexen Spannungszuständen in Kontaktflächen die Normalspannungsverteilung explizit zu ermitteln, was einen weiteren wichtigen Vorteil der TDT gegenüber anderen Druckmessverfahren darstellt.

2.3.3.3 Temperatureinfluss

Die Herstellerangaben [66] verweisen auf eine generelle Temperaturabhängigkeit der Messwerte. Es wird deshalb empfohlen, Kalibrierung und Messung bei gleicher Temperatur durchzuführen. Bei der Messung kann jedoch nicht generell von konstanten Temperaturverhältnissen ausgegangen werden, so dass der Temperatureinfluss insbesondere bei geringen Schwankungen um Raumtemperatur bekannt sein muss, um diesbezügliche Fehlereinflüsse abschätzen bzw. minimieren zu können. Deshalb wurde ein Sensor zunächst bei konstanter Raumtemperatur von 24 °C statisch belastet, entlastet und später unter gleicher Belastung in einer Wärmekammer unterschiedlichen Temperaturen ausgesetzt.

Da die Einflussgrößen Belastungszeit und Temperatur nicht voneinander getrennt betrachtet werden können, lässt sich der Temperatureinfluss nur aus dem Vergleich beider Belastungszyklen ermitteln. Abb. 12 stellt die Messwertverläufe beider Belastungsintervalle gegenüber. Der Erwärmung und Messwertaufzeichnung ging jeweils ein Belastungszeitraum von einer Stunde voraus, um den Zeiteinfluss möglichst gering zu halten.

Vergleicht man die Verläufe in Abb. 12, zeigen sich im Bereich bis 28°C temperaturbedingte Differenzen von unter 5%. Für Temperaturen über 30°C steigt der Temperatureinfluss jedoch so deutlich, dass in diesen Bereichen von völlig verändertem Sensorverhalten auszugehen ist, welches sich auch auf das Zeitverhalten entscheidend auswirkt.

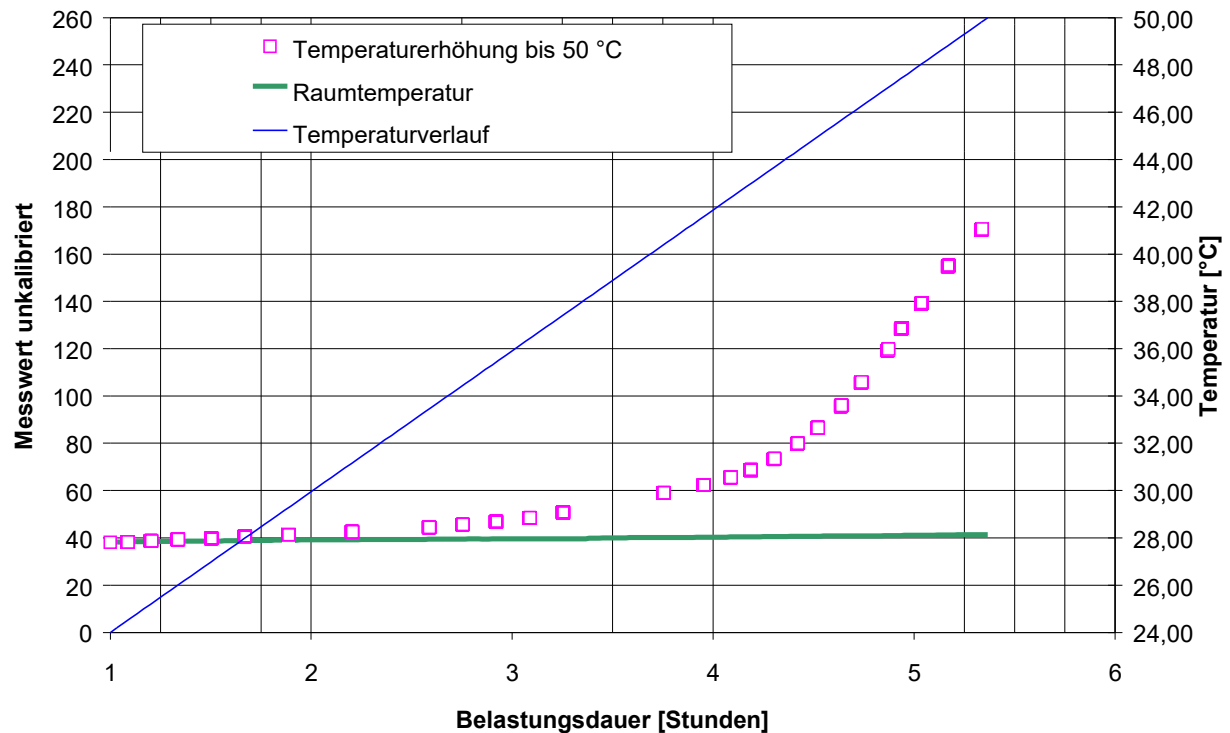


Abb. 12: Temperaturabhängigkeit der Messwerte bei Erwärmung von 24°C auf 50°C

Für die praktische Anwendung der TDT steht somit die Forderung nach möglichst abgeschlossenen klimatischen Versuchsbedingungen, bzw. konstanten Temperaturverhältnissen an den Kontaktflächen. Sind geringe Temperaturschwankungen nicht auszuschließen, sollte bei möglichst niedrigen Raumtemperaturen gearbeitet werden.

2.3.4 Genauigkeit

Bei der Einschätzung der maximalen mit TDT erreichbaren Genauigkeit sind drei verschiedene Faktoren zu berücksichtigen:

- A Abweichungen zwischen den Elementarsensoren bei gleicher Belastung
- B Abweichungen zwischen Messungen mit unterschiedlichen Sensoren des gleichen Typs
- C Abweichungen zwischen unterschiedlichen Sensortypen der I-Scan Sensorfamilie

Diese Faktoren treten zusätzlich zu den Abweichungen auf, die durch die systembedingte Zeitabhängigkeit des Sensorverhaltens entstehen.

Bedingt durch unterschiedliche Sensibilitätsschwellen der Elementarsensoren ist der Messwertunterschied im unteren Messbereich der Sensoren besonders hoch. Bei Annäherung der Belastung an den Sättigungsdruck kann man die aus A resultierenden Fehler jedoch auf unter 5% minimieren. Die softwareseitige Möglichkeit einer Equilibrierung kann dabei die

Genauigkeit um 3% erhöhen, ist jedoch meist nur bei relativ gleich verteilter Druckbelastung sinnvoll.

Vor Beginn der Messung ist deshalb die Kenntnis der lokalen Druckmaxima notwendig. An diesem muss der Sättigungsdruck $p_{\text{Sättigung}}$ bei der Sensorauswahl orientiert werden.

Kennzeichnet die Druckverteilung einen breiten Druckbereich, sind nur die Messwerte $> 0,3 p_{\text{Sättigung}}$ mit ausreichender Genauigkeit verwendbar.

Für die Reproduzierbarkeit der Messungen sind die Abweichungen Typ B von großer Bedeutung. Vergleicht man zwei fabrikneue Sensoren bei identischer Belastung ohne Kalibrierung zeigen sich enorme Messwertunterschiede, welche jedoch durch den Kalibriervorgang, dessen Qualität über die Genauigkeit der quantitativen Druckverteilungsmessung entscheidet, minimiert werden. Voraussetzung ist die Wirkung eines zumindest kurzzeitig konstanten und gleichverteilten Druckes auf der aktiven Sensorfläche. Dieser macht in der Regel die Verwendung einer Druckkammer notwendig. Je nach Druckbereich wird dabei mittels Einpunkt- oder Zweipunktkalibrierung dem digitalen Ausgabewert durch die Software ein entsprechender Druckwert zugeordnet.

Innerhalb der I-Scan Sensorfamilie unterscheidet man die Sensoren hinsichtlich Sättigungsdruck und Geometrie der Sensorfläche. Da auch die größten Sensoren auf 44x44 (Spezialsensoren bis 44x52) Elementarsensoren beschränkt bleiben, nimmt mit größeren Sensorflächen die erreichbare lokale Auflösung ab. Die mit großflächigen Sensoren verbundene Vergrößerung der Elementarsensorfläche wirkt sich negativ auf die Erkennung von lokalen Druckmaxima aus. Da der ausgegebene Druckwert das Integral der Elementarsensorfläche darstellt, muss so insbesondere bei zu erwartenden lokalen Druckspitzen mit großen Fehlern gerechnet werden.

Messungen mit Sensoren mit unterschiedlichen Sättigungsdrücken sind untereinander kaum vergleichbar und führen zu Abweichungen vom Typ C. Da die Staffelung der Sättigungsdrücke für die Sensoren vom Hersteller so gewählt wurde, dass sehr große Druckbereiche durch die Sensoren abgedeckt werden, ist bei einem derartigen Vergleich der Sensor mit dem höheren Sättigungsdruck maximal zu einem Drittel ausgelastet, was dessen Genauigkeit durch Abweichungen vom Typ A enorm verschlechtert.

Die Vielzahl der die genauigkeitsbeeinflussenden Faktoren zeigt, dass es nicht sinnvoll ist, die Genauigkeit der TDT durch Zahlenwerte anzugeben. Sie ist jeweils nur für den konkreten Anwendungsfall bestimmbar und für verschiedene Untersuchungen nicht vergleichbar.

2.3.5 Genauigkeitsverbesserung bei Belastungsintervallen

Der als ideal einzuschätzende Belastungsfall in der Druckkammer (Sensor zwischen Membran und ebener unnachgiebiger Unterlage) zeigte bei Belastungsfolgen Abweichungen der Messwerte infolge unterschiedlicher Vorbelastung (Abb. 8, 9). Diese sind theoretisch nur durch Kalibrierung nach jedem Lastwechsel auszuschließen.

Eine andere Möglichkeit zur Minimierung dieses Effektes ist in [67] dargestellt. Sie basiert auf der Beschreibung des belastungszeitabhängigen Messwertverhaltens in Form eines Boltzmann-Integrals. Wird diese Integration numerisch berücksichtigt, lässt sich das Driftverhalten der Messwerte bei Belastung deutlich reduzieren.

Da das Messwertverhalten für jeden Sensor jedoch neu bestimmt werden muss, ist diese aufwendige Vorgehensweise nur bei veränderlichen Belastungsintervallen sinnvoll. Sollen jedoch zeitlich konstante statische Belastungen intervallförmig gemessen werden, ist ein einfacheres Vorgehen möglich:

Betrachtet man die Messwerte nach Entlastung, zeigen diese eine ähnliche Abhängigkeit von der Vorbelastung (Abb.13).

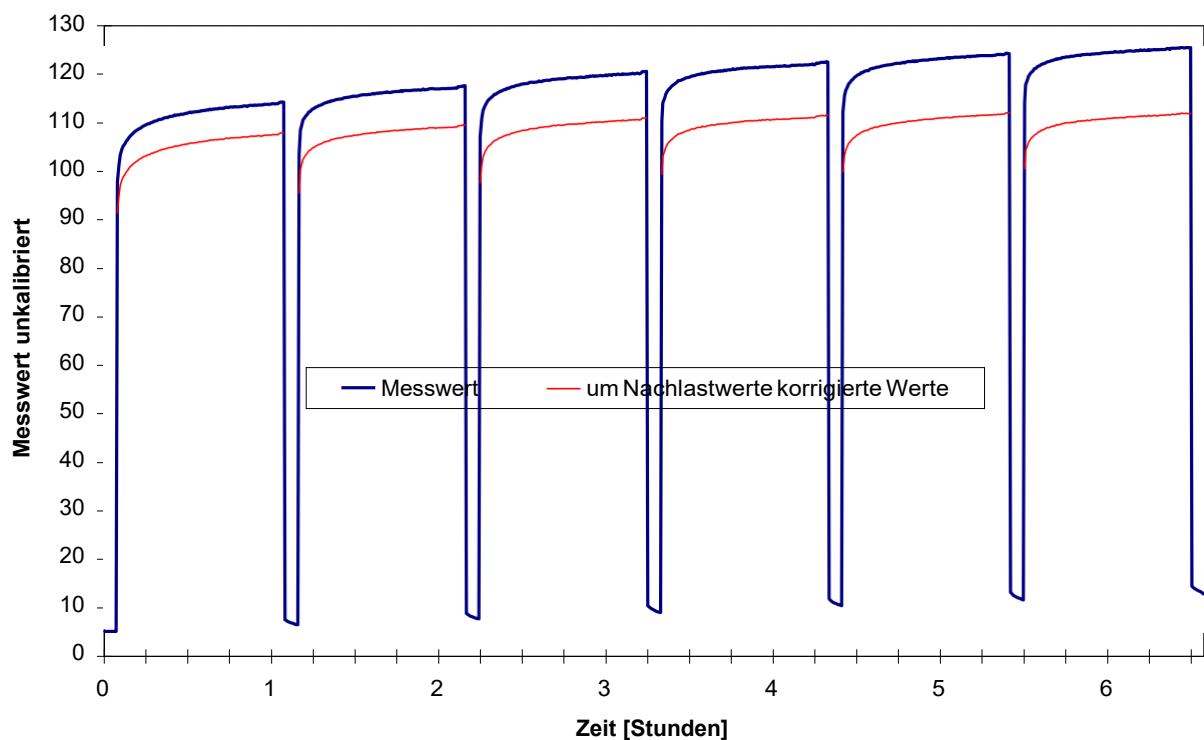


Abb. 13: Mehrfachmessung mit und ohne Nachlastkorrektur

Wird nun für die erste Belastung der Sensor kalibriert, ist es möglich durch Auswertung der Entlastungswerte die Messwertveränderung bei Folgemessungen zu minimieren. Im Gegensatz zur Ermittlung eines Boltzmann-Integrals ist es hier ausreichend, in einem möglichst kurzen aber festen Zeitabstand nach Entlastung, die vom Sensor übertragenen Messwerte aufzuzeichnen. Berücksichtigt man diese Nachlastwerte durch einfache

Subtraktion vom Messwert, lassen sich deutlich verbesserte Wiederholgenauigkeiten sowohl bei einfacher Mehrfachmessung (Abb. 13) als auch bei Wiederholungsmessungen (Abb. 14) erreichen. Die hier verwendeten Nachlastwerte wurden jeweils 30 Sekunden nach Entlastung ermittelt.

Die Wiederholgenauigkeit lässt sich auf diese Weise für das Belastungsregime nach Abb. 13 um über 5% erhöhen. Vernachlässigt man das erste Belastungsintervall aus Abb. 14, verringert sich der relative Fehler für diese kurzen Belastungsintervalle von 2,9% auf 0,6%.

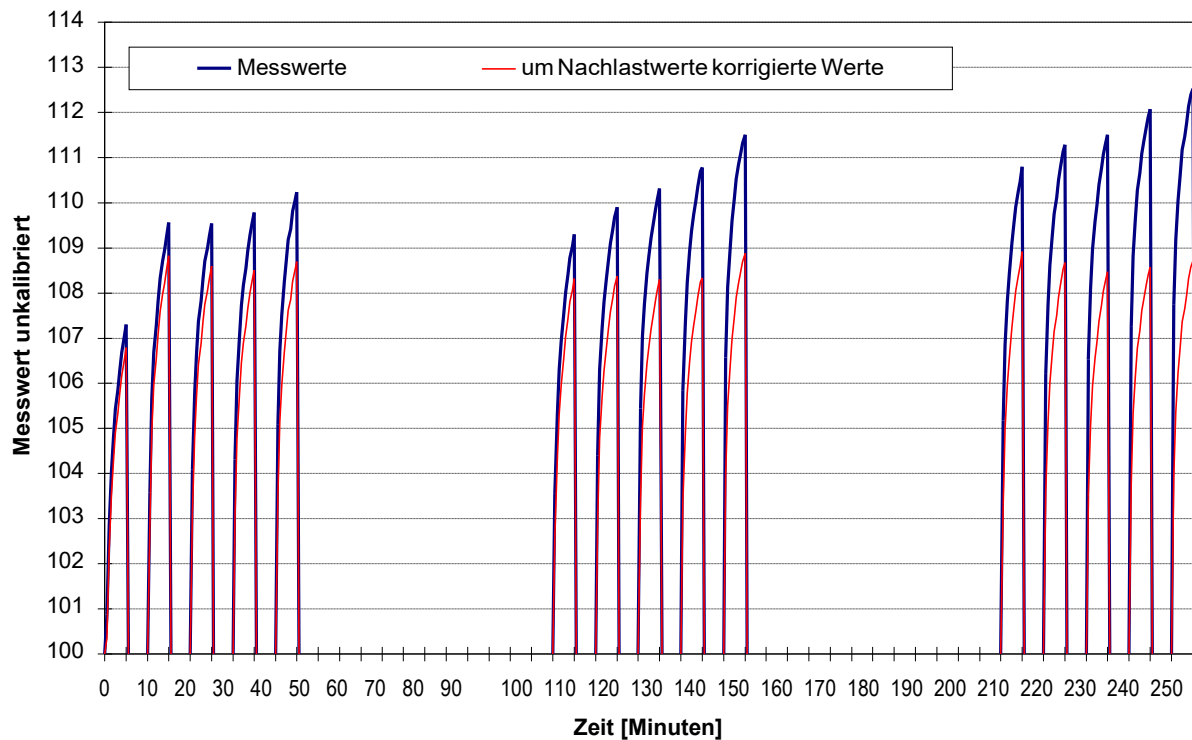


Abb. 14: Wiederholte Mehrfachmessung mit und ohne Nachlastkorrektur

Die Anwendung einer Nachlastkorrektur der Messwerte bei statischer Belastung bewirkt somit eine deutliche Verbesserung der Genauigkeit bei Mehrfachmessung. Sie ermöglicht die aufeinanderfolgende Messung, sich geringfügig unterscheidender Druckverteilungen, mit nur einem Kalibriervorgang für den Sensor und reduziert damit den experimentellen Aufwand beim Einsatz der TDT erheblich. Die erreichbaren Verbesserungen sind jedoch auf die Wiederholgenauigkeit beschränkt. Die absolute Genauigkeit der Messwerte wird hauptsächlich von der Qualität des Kalibriervorgangs sowie den im Punkt 2.3.4. beschriebenen Einflussfaktoren bestimmt.

2.3.6 Tekscan-Messung

Als Beispiel zur Einschätzung der Leistungsfähigkeit der TDT wurde ein handelsüblicher Schleifteller aus der Holzbearbeitung untersucht. Die Druckverteilung zwischen Schleifteller und starrer Unterlage ist unter Anwendung des oben beschriebenen Vorgehens in Abb. 15 dargestellt.

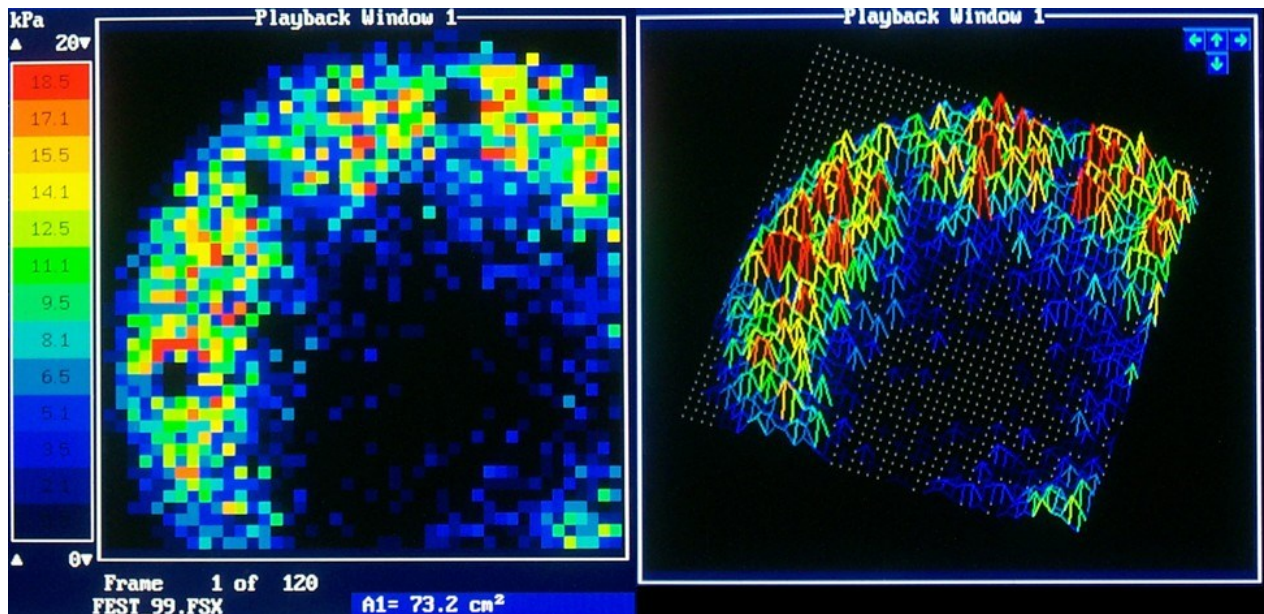


Abb. 15: Graphische Darstellung der Druckverteilung an einem Schleifteller zur Holzbearbeitung bei einer Andruckkraft von 100 N

Die zwei- und dreidimensionale Darstellung gibt das Ergebnis der Druckverteilungsanalyse wieder. Man erkennt sehr deutlich die Wirkung der Kontaktverhältnisse (Schleifpapier) durch die hohen Messwertunterschiede benachbarter Elementarsensoren.

Auf Grund der mehrfachen Symmetrie der Schleiftellerfläche ist hier zur quantitativen Auswertung eine effektive Mittelwertbildung möglich und verringert so die zufälligen Fehler, die durch die stochastische Oberfläche entstehen.

Die insgesamt symmetrisch und über den Umfang homogen verteilten Erhebungen (rechts) sind jedoch nur erreichbar, wenn mindestens ein Kontaktpartner deutlich nachgiebiger als das Sensormaterial ist. Ohne den gummiartigen Grundkörper des Schleiftellers wäre die Kontaktfläche auf wenige (überbelastete) Punkte beschränkt, da der Sensor durch seine geringe Dicke von 0,1 mm nur eine sehr begrenzte Nachgiebigkeit besitzt.

An diesem Beispiel soll die Bedeutung der Kontaktflächengüte für die Genauigkeit der Druckmessung deutlich gemacht werden. Außerdem wird damit indirekt die Beschränkung der TDT auf bestimmte Kontaktpartner demonstriert. Im Gegensatz zu diesem Beispiel ist eine Druckverteilungsanalyse zwischen ebenen unnachgiebigen Flächen - wie in [68] beschrieben - wenig aussagekräftig, da hier geringfügig unterschiedliche mechanische Eigenschaften der Elementarsensoren das Ergebnis gravierend verfälschen würden.

3 Untersuchungen zur Flächenlastverteilung im Interface

3.1 Theoretische Lösungsansätze

3.1.1 Analytische Lösungsansätze aus der Baustatik - elastische Bettung

Im Interface von zementierten HTEP sind prinzipiell zwei Grenzflächen zu untersuchen:

durch Prothesengeometrie bestimmte Grenzfläche zwischen Prothese und Knochenzement

durch Femurgeometrie und Femurbearbeitung entstehende Grenzfläche von Knochen und Knochenzement

Beide unterscheiden sich hinsichtlich Geometrie und Materialpaarung voneinander. Als Gemeinsamkeit besitzen beide den Knochenzement, der dabei jeweils die nachgiebigere Komponente darstellt.

Abstrahiert man den sogenannten Knochenzementknocher als elastische Schicht und das Femur als Einspannung für die Prothese, erhält man ein mechanisches Modell für eine elastische Bettung.

Unter Verwendung der Biegedifferentialgleichung (elastische Linie) und der Winklerschen Hypothese nach Gl.(3)

$$q(x) = kxw(x), \quad (3)$$

die von Proportionalität zwischen Verschiebung $w(x)$ und Bettungsdruck $q(x)$ ausgeht, ist aus der Baustatik ein einfacher Lösungsansatz für die eindimensionale Berechnung gegeben. Dieser führt bereits zu einer inhomogenen Differentialgleichung 4. Grades.

Zur zweidimensionalen Beschreibung des Biegeproblems ist die Theorie der dünnen Platten für kleine Durchbiegung anzuwenden. Die Durchbiegungsfläche $w(x,y)$ ist hierbei über die Plattengleichung Gl.(4) mit N als Plattensteifigkeit zu bestimmen.

$$\frac{\partial^4 w(x,y)}{\partial x^4} + 2 \frac{\partial^4 w(x,y)}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w(x,y)}{\partial y^4} = \frac{q(x,y)}{N} \quad (4)$$

Dabei sind exakte Lösungen nur für konstante Plattendicken möglich.

Auf diesen Ansätzen beruhende Berechnungen der Belastungsverteilungen (Flächenlastfunktion, Bettungsfunktion, Kontaktspannung) sind sehr aufwendig und an weitgehende Näherungen und Idealisierungen hinsichtlich der Oberflächengeometrie der Kontaktpartner, der tribologischen Verhältnisse in der Kontaktzone sowie der mechanischen Parameter der in Kontakt stehenden Medien gebunden, soweit sie überhaupt möglich sind.

3.1.2 FEM – Berechnungen

Berechnungen mit FEM lassen zwar kompliziertere Strukturen zu, die Güte der Lösungen wird jedoch entscheidend vom Modellansatz bzw. Belastungsmodell und den gewählten Randbedingungen beeinflusst.

Neben Modellierungsproblemen bezüglich dünner Interfaceschichten, wie sie in [42] beschrieben werden, treten weitere Probleme insbesondere bei der Interfacemodellierung an HTEP auf:

- begrenzte Knotenzahl für in ihrer Dicke variable Interfaceschichten
- Elementauswahl ohne Kenntnis der Belastung
- Modellierung eines Ausgangsbelastungszustandes (durch Implantation und Knochenzementaushärtung vorgegeben)
- idealisierte Annahmen für Prothesensitz
- Simulation lokaler Belastungsspitzen durch Elementabstand eingeschränkt
- idealisierte Annahmen für Stoffgesetz der Elemente

Die begrenzten Möglichkeiten für theoretische Untersuchungen am Interface unterstreichen die Notwendigkeit des Einsatzes und der Weiterentwicklung experimenteller Verfahren.

3.2 Experimentelle Untersuchung

3.2.1 Möglichkeiten und Ziele des kombinierten Einsatzes von Spannungsoptik und Tekscan

Die Analyse der Belastungssituation im Interface beinhaltet neben der Problematik der Spannungsermittlung in den Komponenten insbesondere die Untersuchung der Lastfunktionen in den Kontaktflächen der Komponenten.

Hierzu sind Spannungsoptik und Tekscan prinzipiell geeignet. Es muss jedoch geprüft werden, ob die Forderung eines lastfreien Randes durch die Spannungsoptik, zur vollständigen Auswertung des Spannungszustandes, durch den gleichzeitigen Einsatz von Tekscan umgangen werden kann. Der lastfreie Rand, der die Ermittlung der Hauptnormalspannung aus der Hauptspannungsdifferenz bzw. den Isochromaten ermöglicht, ist im Interface nicht vorhanden. Gelingt es jedoch, eine der beiden Hauptspannungen experimentell zu ermitteln, lässt sich damit sofort auf die zweite Hauptspannung schließen und der Spannungszustand kann vollständig beschrieben werden. Die TDT liefert bei Einsatz der Sensoren in der Grenzfläche die Druckverteilung und damit eine reine Hauptnormalspannung an den Kontaktflächen (siehe Punkt 2.3.3.2).

Wenn mittels spannungsoptischer Isoklinenauswertung nachgewiesen werden kann, dass eine Hauptspannungsrichtung senkrecht zur Kontaktfläche verläuft, ist deren Größe damit durch Tekscan eindeutig bestimmt. Über die Hauptspannungsdifferenz ist es dann möglich, die zweite Hauptspannung zu ermitteln. Damit besteht die Möglichkeit das Anwendungsgebiet der Spannungsoptik auf zusammengesetzte Verbundstrukturen zu erweitern und auch belastete Ränder einer vollständigen und einfachen Auswertung zugänglich zu machen.

Ziel dieses Modellansatzes ist es, den hybriden Ansatz für die Spannungsanalyse in mehrkomponentigen Verbunden mit elastischer Zwischenschicht umzusetzen, um grundlegende Verhältnisse und Abhängigkeiten in derartigen Verbunden, wie sie in zementierten HTEP auftreten, zu beschreiben und Hinweise für die Formulierung der Randbedingungen für FEM-Berechnungen zu geben.

3.2.2 Modellbildung

In Anlehnung an die HTEP-Problematik wurde der dreidimensionale Originalverbund durch ein vereinfachtes zweidimensionales Modell entsprechend Abb. 16 angenähert.

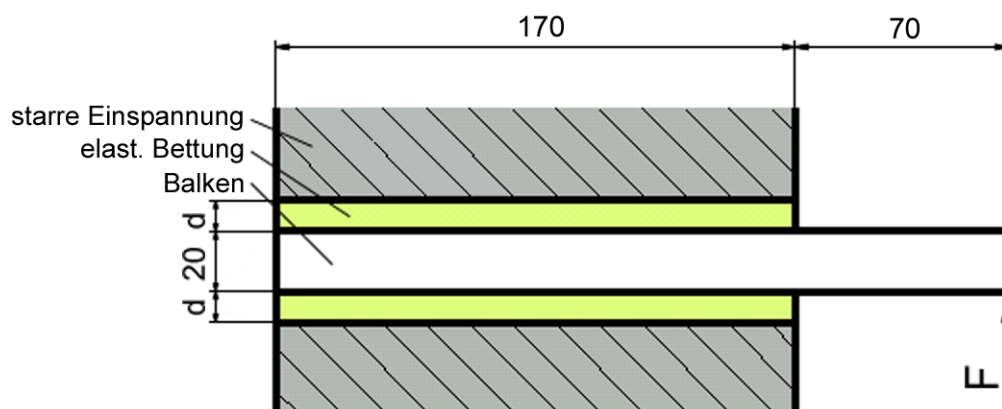


Abb. 16: Geometrie des mechanischen Modells

Obwohl hierbei von einem oberflächlich betrachtet, trivial anmutenden – idealisierten mechanischen Modell ausgegangen wurde, ist diese Problematik nicht ohne Brisanz und wurde in [69,70] zur Diskussion gestellt. Diese ergibt sich aus dem komplizierten Zusammenwirken von drei Komponenten (Prothese, Zement, Knochen) mit sehr unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften.

Die Strategie für das experimentelle Vorgehen bestand darin, neben dem Balken auch die Bettungsschicht aus spannungsoptisch aktivem Material herzustellen und zu gewährleisten, dass die Sensoren die Kontaktverhältnisse nicht grundlegend verfälschen. Die Modellmaterialien mussten zudem die prinzipiellen mechanischen Verhältnisse des Verbundes widerspiegeln, d.h. die elastische Bettung, die den Knochenzement verkörpert, stellt die elastischste Komponente dar. Die Elastizität des Femur und dessen Verformungsverhalten bleibt dabei unberücksichtigt.

Der beschriebene Modellansatz besitzt eine Reihe von Freiheitsgraden. Modellmaterial und Schichtdicke müssen jedoch den Anforderungen bei der Durchführung spannungsoptischer Messungen genügen, d.h. die auswertbaren Isochromaten sollten möglichst hoch sein, um Messfehler (Kompensationsfehler) so gering wie möglich zu halten. Die Verwendung von in der Spannungsoptik üblichen Epoxidharzen und Polycarbonat scheidet für die elastische Bettungsschicht aus. Die spannungsoptischen Konstanten dieser Materialien sind so hoch, dass sich kein geeigneter spannungsoptisch aktiver Balkenwerkstoff anbietet. Das von

Measurement Group Messtechnik GmbH angebotene Polyurethan erlaubt mit einer Spannungsoptischen Konstante $SPu = 0,157 \frac{\text{mm}}{\text{Nod}}$ die Verwendung von Polycarbonat mit $SPC = 6,5 \frac{\text{mm}}{\text{Nod}}$ als Balkenmaterial. Außerdem ist dadurch der Einsatz von Tekscan Sensoren mit niedrigem Sättigungsdruk möglich, was sich ebenso positiv auf die Genauigkeit der Druckverteilungsmessung auswirkt (siehe Punkt 2.3.4) wie der geringe E-Modul ($EPu = 4,7 \text{ MPa}$) des Werkstoffs (siehe Punkt 2.3.6).

Die Dicke der elastischen Polyurethan-Bettung wurde zunächst mit 20 mm möglichst groß gewählt, um einen Überblick über den Isochromaten- und Isoklinenverlauf innerhalb der Bettungsschicht zu gewinnen.

Die enorme spannungsoptische Empfindlichkeit und der Matrixaufbau der Tekscan-Sensoren machten es erforderlich, die Kontaktflächen zwischen Balken, Sensor und Bettung durch Klebetechniken zu präparieren.

Vorversuche mit einfacher Druckbelastung haben gezeigt, dass allein durch das unterschiedliche Querdehnungsverhalten von Polyurethan ($\nu Pu = 0,49$) und Polycarbonat ($\nu Pc = 0,38$) in den Kontaktflächen starke Schubspannungen entstehen, die sich insbesondere im Isochromatenbild der Polyurethan-Bettung stark bemerkbar machen und keine spannungsoptische Messung der Randisochromaten ermöglichen. Da die Klebung störende Schubspannungen überträgt, wurde der Verbund gelöst und die Trennfläche mit Gleitmittel benetzt.

Der eindimensionale Modellansatz - mit Einzellast senkrecht zur Balkenachse - lässt sich mit der Differentialgleichung des elastisch gebetteten Balkens berechnen

$$(E_p I w_y'')'' + q_B(x) = 0, \quad (5)$$

wobei die Bettungsfunktion $q_B(x)$, die eigentlich Normal- und Tangentialkomponenten beinhaltet, durch den Ansatz von Winkler nach Gl.(6) angenähert wird.

$$q(x) = k w(x) \quad (6)$$

Aufgrund der endlichen Dicke d der Bettung wird im vorliegenden Fall die Bettungsziffer aus

$$k = \frac{E_B}{d} \quad (7)$$

$$\text{bzw.} \quad k_L = \frac{E_B}{d} \cdot b \quad (\text{Linienlast}) \quad (8)$$

bestimmt.

3.3 Spannungsermittlung am eingespannten Balken

Die für den Fall der Einspannung eines elastisch gebetteten Balkens bekannte Differentialgleichung bietet hier eine Möglichkeit der analytischen Untersuchung. Der hierzu verwendete Winklersche Ansatz für die Bettungsfunktion Gl.(6) benötigt eine Bettungsziffer k , die aus dem Verhältnis von Elastizitätsmodul und Dicke d der Bettung gebildet werden kann (Gl.(7) bzw. Gl.(8)). Damit ließe sich die Spannung im Balken und die Flächenlast im Kontaktbereich von Balken und elastischer Bettung berechnen.

Das Zusammenwirken von Spannungsoptik und TDT liefert gleichzeitig Aussagen über die

- Druckverteilung (Streckenlast) im Kontaktbereich
- Hauptnormalspannungsdifferenzen bzw. Hauptschubspannungen sowie deren Richtungen in der Bettung und im Balken.

Zumindest für den Fall der Schubspannungsfreiheit in der Kontaktzone ist es damit theoretisch möglich, den Spannungszustand im Kontaktbereich vollständig experimentell zu bestimmen.

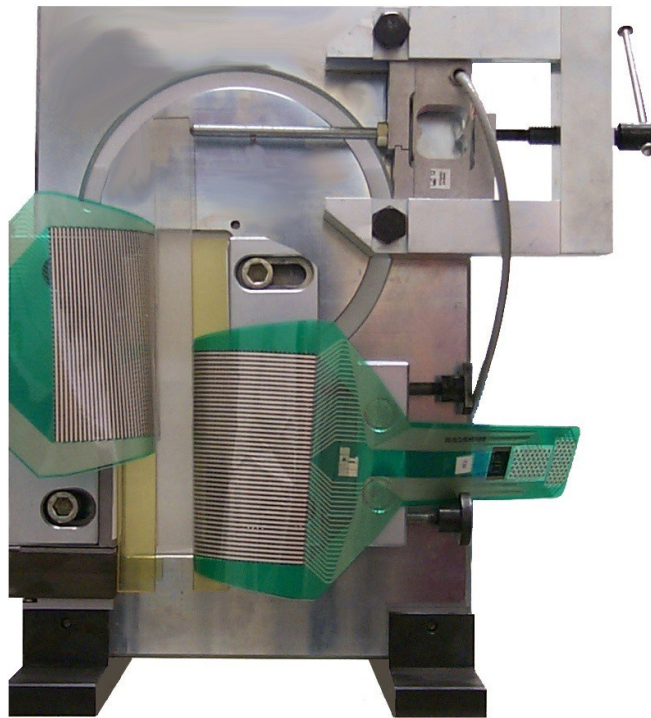


Abb. 17: Belastungsvorrichtung für hybride spannungsoptische und Tekscan Messungen

Mit dem in Abb. 17 dargestellten Aufbau lassen sich die Einflussgrößen auf die Flächenlast im Kontaktbereich und die Spannungen in Bettung und Balken einfach verändern. So z.B. Belastungsgröße, Dicke der Bettungsschicht, Querschnittsabmessungen des Balkens, mechanische Eigenschaften von Bettung und Balken, Reibverhältnisse bzw. Verbindungsart (kraft- oder stoffschlüssig) zwischen den Komponenten. Das verdeutlicht die Fülle der möglichen Untersuchungen.

Bei Verwendung von Bettungsschichten aus Polyurethan ($E_B^{PU} = 4,7 \text{ MPa}$, $d = 20 \text{ mm}$) und Polycarbonatbalken ($E_p^{PC} = 2350 \text{ MPa}$) im folgenden Beispiel, ergab sich in beiden

Kontaktflächen etwa zur Hälfte ein „offener Kontakt“ und somit für die spannungsoptische Auswertung ein „freier Rand“.

Die Reibverhältnisse waren in der linken ($\mu \rightarrow 0$) und rechten Kontaktfläche ($\mu \rightarrow 0$) unterschiedlich. Dies war notwendig, um einerseits Schubspannungen zu minimieren und, um andererseits die Stabilität des Verbundes in der Belastungsrichtung zu gewährleisten. In den Kontaktzonen zwischen Balken und Bettungsschicht wurden zunächst Tekscan Drucksensoren mit einer Matrix von 44×52 Elementarsensoren positioniert, die vor Beginn der Messung entsprechend der abgeschätzten Belastung zu kalibrieren waren und die gesamte Kontaktfläche ausfüllten. Durch den an beiden Seiten des Balkens entstehenden „offenen Kontakt“ wurden später Sensoren mit einer Matrix von 44×44 eingesetzt, die eine höhere Elementarsensordichte besaßen.

Das Isochromatenbild dieses Beispiels im Einspann- bzw. Lagenmischbereich des Balkens zeigt Abb. 18.

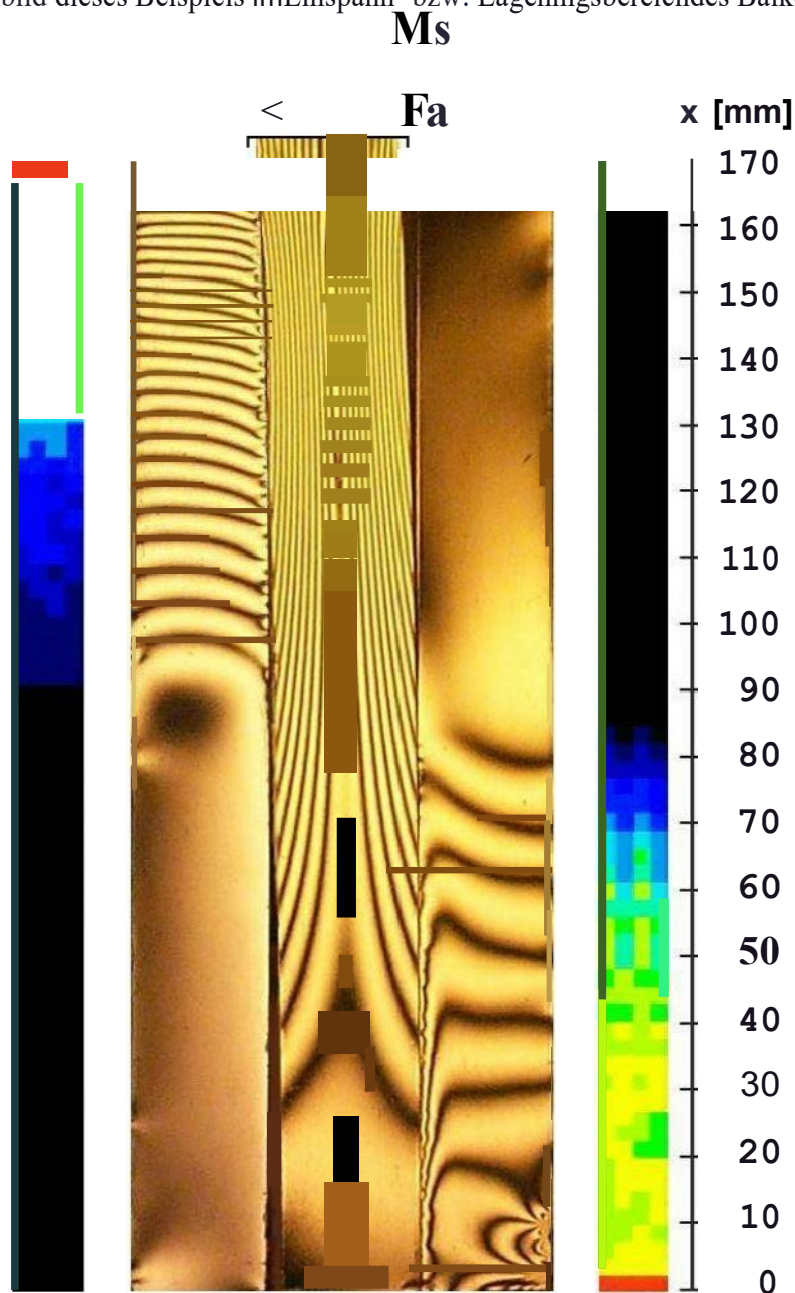


Abb. 18: Isochromatenaufnahme des elastisch gebetteten Balkens in monochromatischem Licht ($\lambda = 589 \text{ nm}$) und graphische Darstellung der Flächenlastverteilung mittels Tekscan

Bei der Erklärung der Bettungslast durch parallele frei verformbare Einzelfedern (Theorie nach Winkler), die senkrecht auf den Balken wirken, wären parallele senkrecht zum Balken ausgebildete Isochromaten in den Bettungsschichten zu erwarten. Der Vergleich der Bettungsschichten lässt die Wirkung der unterschiedlichen Reibverhältnisse erkennen. Während die Schubspannungen in der linken Kontaktfläche nahezu verschwinden, bewirken sie in der rechten deutliche Veränderungen der Isochromaten. In der linken Bettungsschicht entsteht ein nahezu einachsiger Spannungszustand mit von unten nach oben nichtlinear ansteigender Druckspannung. Das Isochromatenbild des Balkens erscheint auf den ersten Blick symmetrisch und stellt einen typischen Biegespannungszustand dar. Bemerkenswert ist, dass sich die maximalen Isochromatenordnungen nicht am Rand der Einspannung (ganz oben) ergeben, sondern deutlich im eingespannten Bereich des Balkens liegen.

Die Störungen im Kontaktbereich sind keine Kontaktspannungen herkömmlicher Art, sondern durch den Aufbau des Sensors bedingt.

Die Flächenlast im Kontaktbereich lässt sich aus der Tekscan Messung und gleichzeitig aus den Isochromaten der Bettungsschicht bestimmen. Die Ergebnisse sind in Abb. 19 dargestellt und mit dem berechneten Verlauf für die Bettungsziffer $k = 0,235 \text{ N/mm}^3$ verglichen.

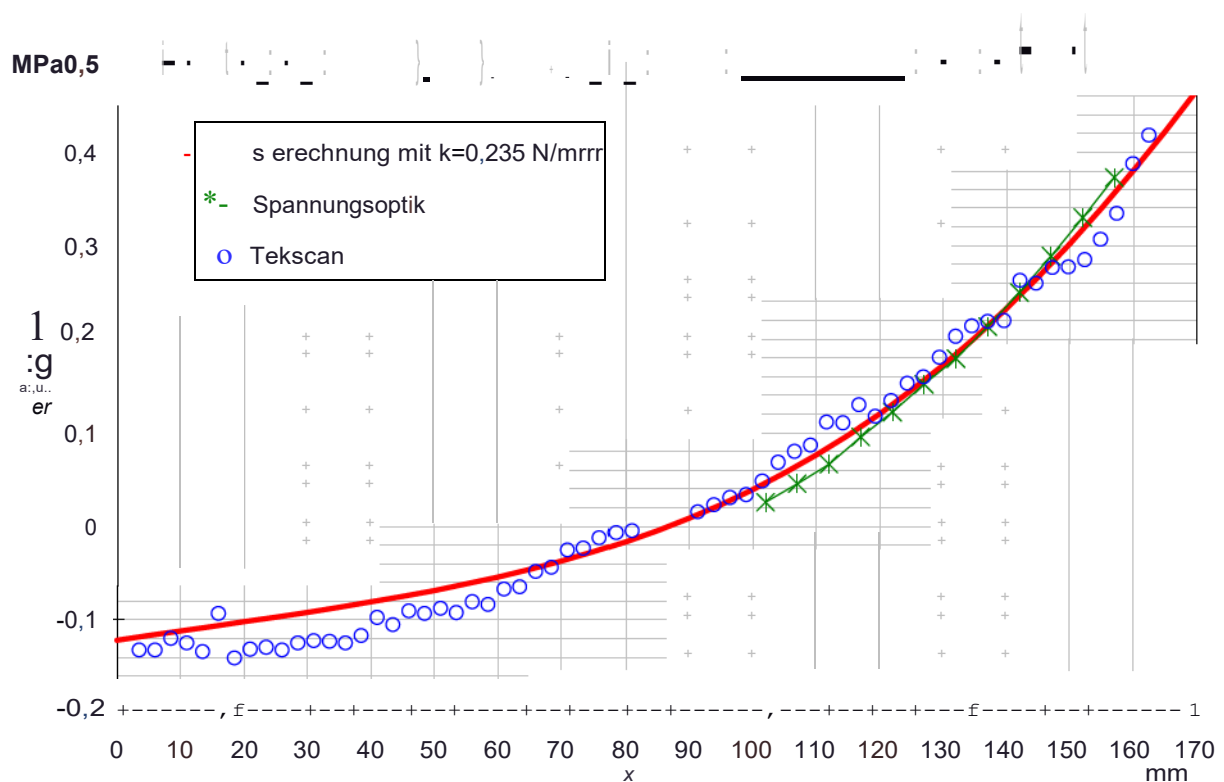


Abb. 19: Vergleich der mit unterschiedlichen Verfahren ermittelten Flächenlast

Die Tekscan Werte für $x < 85 \text{ mm}$ wurden an der rechten Kontaktfläche ermittelt. Die Druckverteilung für $x > 85 \text{ mm}$ lieferte der Sensor in der linken Kontaktfläche. Obwohl der Winklersche Ansatz im Bereich von 85 mm eine Vorzeichenumkehr der Flächenlast ergibt, berechtigen die Messergebnisse mit diesem Vorgehen die Verwendung der Druckverteilung an der gegenüberliegenden Kontaktfläche mit umgekehrtem Vorzeichen. Auf die

spannungsoptische Ausweitung der rechten Bettungsschicht wurde verzichtet, da hier durch Schubwirkung kein eindimensionaler Spannungszustand am Rand vorhanden ist.

Der Vergleich der Messweite beider experimenteller Verfahren mit den analytischen Weiten zeigt eine gute Übereinstimmung, wenn man bedenkt, dass die Anwendung der Tekscan Messung durchaus nicht unproblematisch ist [68,71] und die berechnete Flächenlast nur auf der Winklerschen Hypothese basiert.

Mit Kenntnis der in der Kontaktfläche wirkenden Flächenlast (Druckspannung) ist bei der weiteren Analyse in hybrider Verfahrensweise eine der beiden Hauptspannungen des ebenen Spannungszustandes im Balken bekannt. Damit lässt sich die aus der Spannungsoptik gewonnene Hauptspannungsdifferenz auflösen.

Zur Bestätigung dieses Vorgehens soll ein Vergleich der Balkenspannungen (belasteter Rand - unbelasteter Rand) dienen. Im Idealfall müsste hierbei die Hauptspannung (Zugspannung am rechten freien Rand) mit der aus der Hauptspannungsdifferenz (Isochromatenordnung am linken Balkenrand) und den Tekscan Weiten gebildeten Summe übereinstimmen. Abb. 20 zeigt diesen Vergleich in graphischer Form.

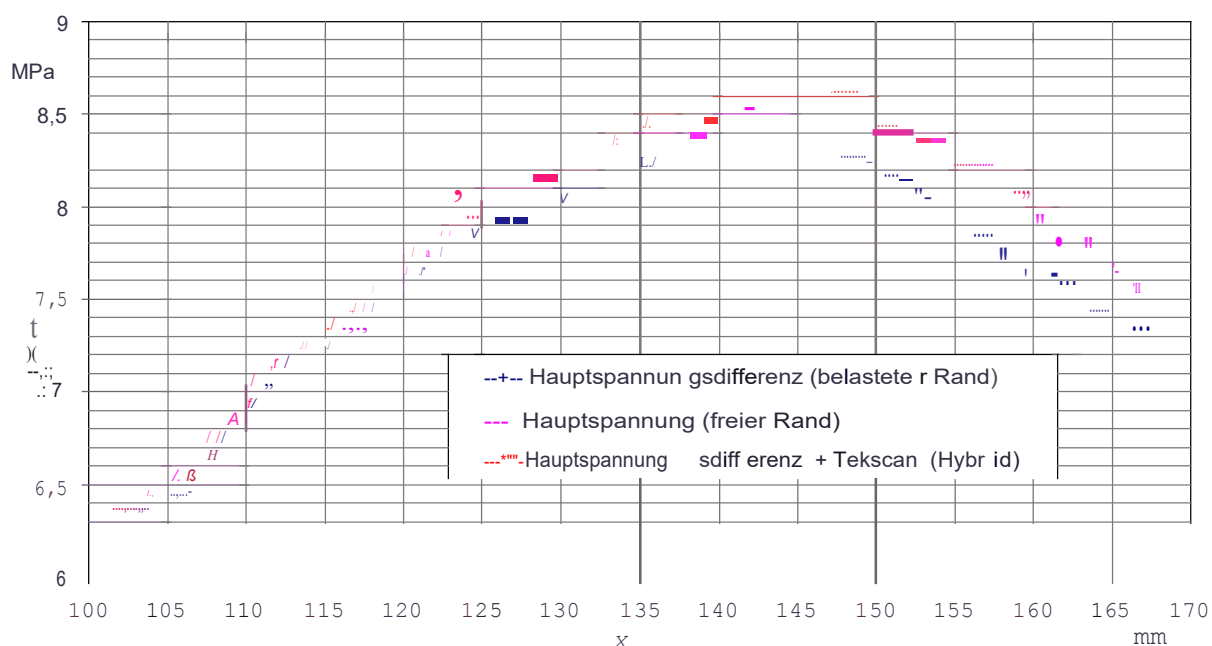


Abb. 20: Überprüfung der hybriden Verfahrensweise anhand der Balkenspannung

Trotz der geringen Differenz der Isochromatenordnungen (bzw. der verhältnismäßig kleinen Flächenlast q im Vergleich zur Hauptspannung im Balken) unterstreicht das Ergebnis, dass durch das Zusammenwirken von Spannungsoptik und Tekscan eine weitere Möglichkeit zur Analyse von Spannungszuständen gegeben ist, bei denen elastische Schichten (Bettungen) im Verbund von Bedeutung sind.

Der verwendete Modellansatz zur Bestimmung der Bettungsfunktion Gl.(6) verdeutlicht auf einfache Weise die Bedeutung der Bettungsziffer k bzw. kL nach Gl.(7) und Gl.(8). Daraus folgt, dass Bettungen mit großem Elastizitätsmodul E_B und kleiner Dicke d zu großen Bettungsziffern, d.h. zu weniger „nachgiebigen“ Bettungen führen und umgekehrt.

Für die analytische Berechnung ist bei konstanter Geometrie somit das Elastizitätsmodulverhältnis E entscheidend, das sich aus den Elastizitätsmodulen von Prothesen- und Bettungsmaterial gemäß Gl.(9) ergibt.

$$\frac{E}{E_B} = \frac{l}{EB} \quad (9)$$

Für die Untersuchungen wurden neben den bereits erwähnten spannungsoptischen Materialien Polyurethan (PU) und Polycarbonat (PC) auch Stahl (St), Aluminium (Al) sowie Knochenzement (Z) verwendet, womit sich mit $E_1 = 49000$, $E_2 = 500$, $E_3 = 85$ und $E_4 = 26$ ein breites Spektrum für das Elastizitätsmodulverhältnis realisieren ließ.

Die Abb. 21 und Abb. 22 geben die Werte für unterschiedliche Elastizitätsmodulverhältnisse hinsichtlich Linienlastverteilung und Balkenspannung wieder. Folgende wesentliche Feststellungen lassen sich daraus ableiten:

Wie aus Abb. 21 ersichtlich, sind mit größer werdenden E (d.h. E-Modul der Prothese steigt und / oder E-Modul der Bettung sinkt) ausgeglichene Flächenbelastungen mit deutlich absinkenden Maximalwert am Einspannungsrand ($x = 170 \text{ mm}$) verbunden.

Wird E größer, so folgt aus Abb. 22 für die Randspannungen im Balken (Prothese) jedoch eine Erhöhung der Spannungsmaxima bei gleichzeitiger Verschiebung ins Bettungsinere (zu kleineren x - Werten).

Unabhängig von der Materialpaarung entsteht ein Bereich des Ablösens des Balkens von der Bettung, der sich nach Abb. 21 mit kleiner werdenden E vergrößert.

Ähnliche Auswirkungen wie das Elastizitätsmodulverhältnis E zeigt auch die Bettungsdicke d . Sie wirkt mit kleinen Werten für die Bettung versteifend und es gelten die obigen Feststellungen entsprechend Gl.(7) für kleine Elastizitätsmodulverhältnisse.

Mit den im obigen Beispiel gewählten spannungsoptischen Materialien

$$(E_P: u = 4,7 \text{ MPa}, E_B: c = 2350 \text{ MPa}, 5 \text{ mm} \leq d \leq 20 \text{ mm})$$

ergeben sich die Bettungsziffern

$k_{L1} = 10 \text{ MPa}$	für	$d_1 = 5 \text{ mm}$
$k_{L2} = 5 \text{ MPa}$	für	$d_2 = 10 \text{ mm}$
$k_{L3} = 2,5 \text{ MPa}$	für	$d_3 = 20 \text{ mm}$

aus denen die Linienlasten q im Balken in Abb. 23 folgen.

Da bei lässt sich feststellen, dass die Bettungsdicke d starken Einfluss auf die Lastgrößen an den Enden der Bettung besitzt, während die Bereiche um $x = 45 \text{ mm}$ und $x = 140 \text{ mm}$ davon völlig unabhängig sind.

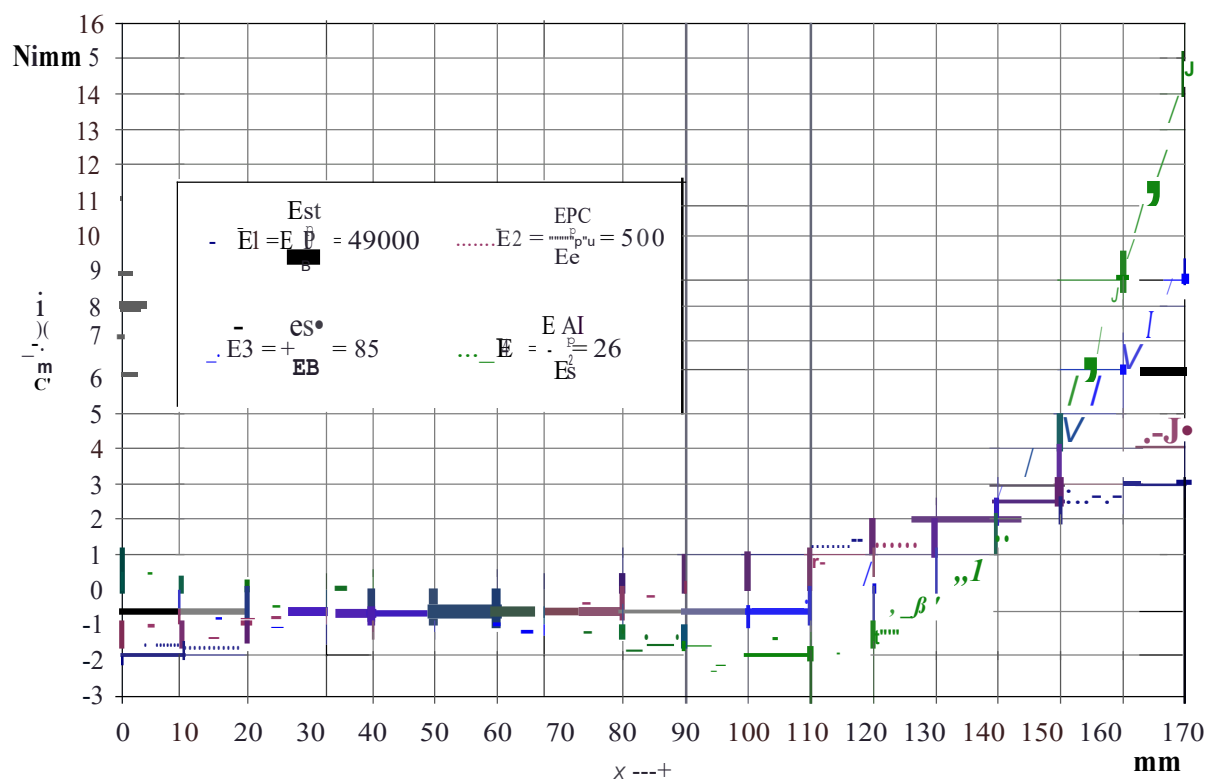


Abb. 21: Vergleich der Linienlastverteilung für unterschiedliche Elastizitätsmodulverhältnisse

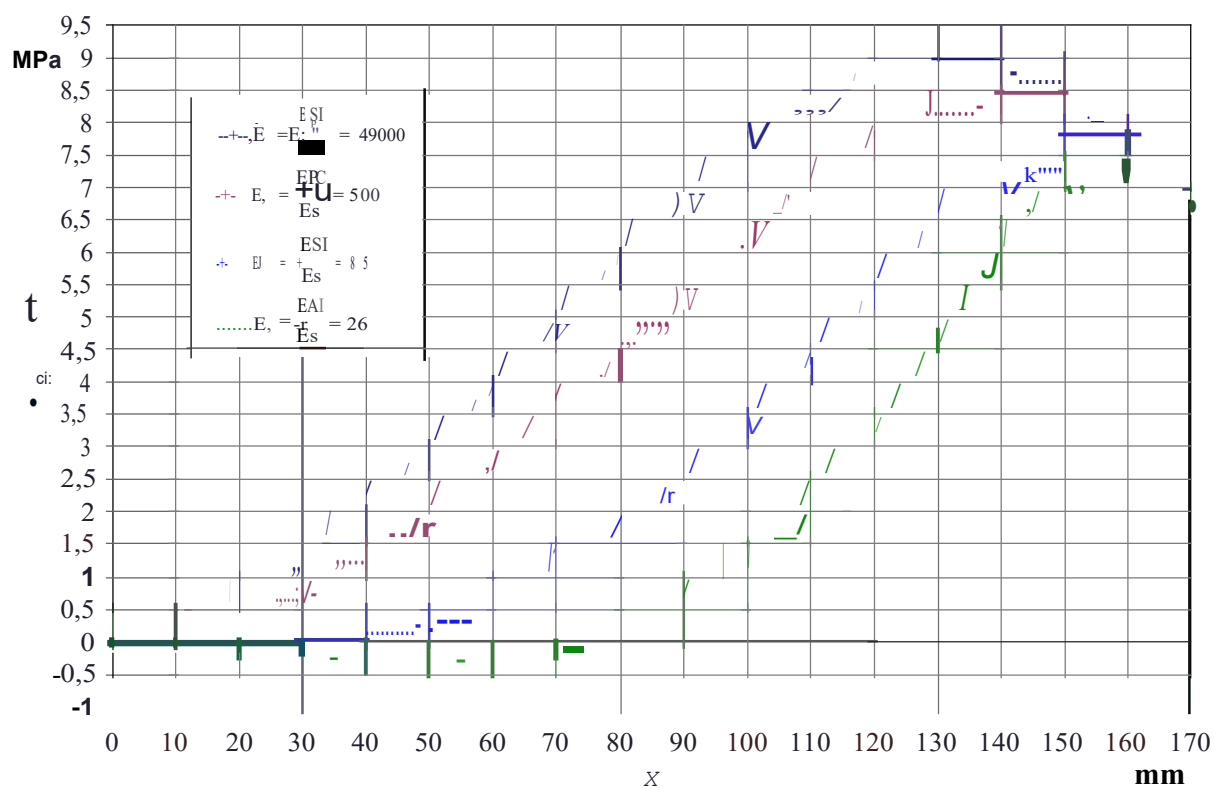


Abb. 22: Vergleich der Balkenspannung für unterschiedliche Elastizitätsmodulverhältnisse

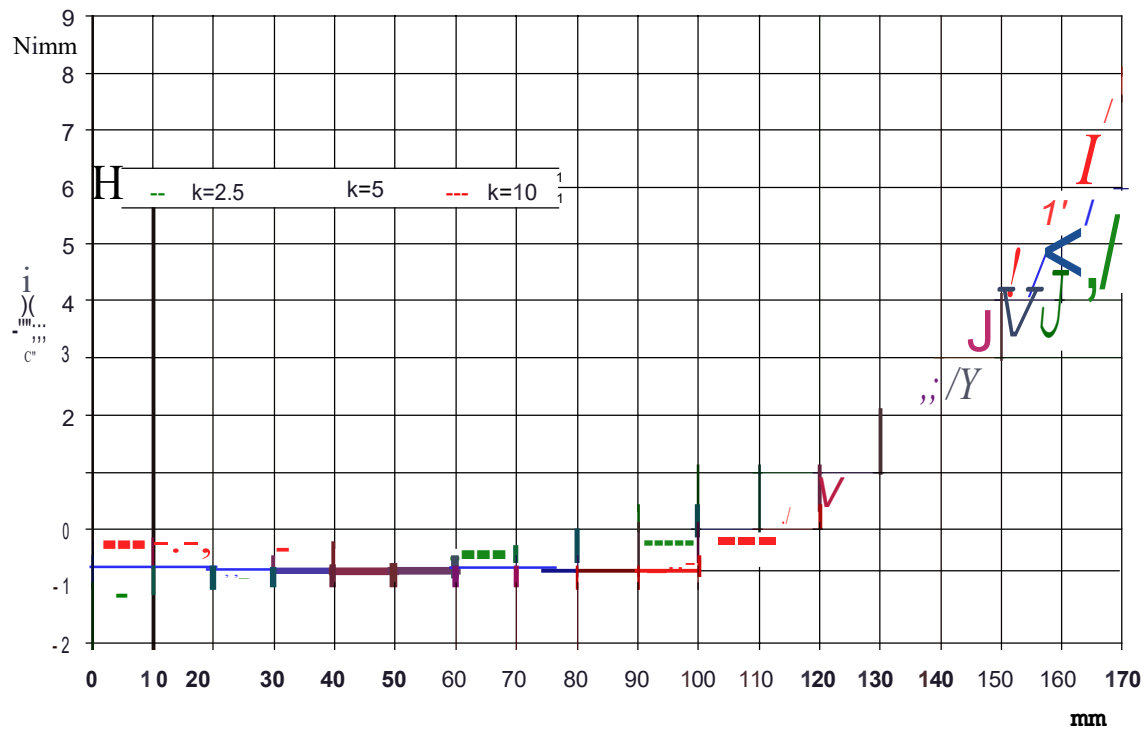


Abb. 23: Vergleich der Linienlastverteilung für unterschiedliche Bettungszahlen
(infolge unterschiedlicher PU-PC Bettungsschichtdicken)

3.4 Diskussion der Ergebnisse

In Auswertung der Untersuchungen lassen sich folgende wesentliche Erkenntnisse bzw. Schlussfolgerungen zusammenfassen:

- Die Flächenbelastung im Kontaktbereich Prothese / Zement bzw. Zement/ Knochen kann insbesondere bei Biegebelastungen ihr Vorzeichen ändern, d.h. die an sich als Druckspannung auftretende Flächenlast müsste als Zugspannung wirksam werden. Da zwischen dem Zement und seinen Kontaktpartnern aber in der Regel weder Kraft- noch Formschluss besteht, kommt es an diesen Stellen zur Spaltbildung und der Kraftfluss bricht zusammen (Konsequenzen bei FEM-Modellierungen).
- Der Betrag der Flächenlast ist im Vergleich zu der in der Komponente auftretenden Spannung klein. Das darf jedoch nicht zu der Schlussfolgerung führen, dass die Flächenlast damit unbedeutend ist. Vielmehr besteht ein Kausalzusammenhang zwischen Flächenlast und Spannung in der Komponente!
- Die Flächenlastverteilung $q(x)$ und damit die Spannungsverteilung in den Komponenten ist von den mechanischen Eigenschaften der Komponenten abhängig.
- Geht man von einer elastischen Bettung der Prothese im Knochenzementaus, dann besteht nach der Winklerschen Hypothese der Zusammenhang $q(x) = E_B \cdot w(x) / d$ wo bei d die Zementdicke und $w(x)$ die Verformung der Prothese beschreibt.
- Bei den untersuchten Fällen bewirkt z.B. eine Veränderung des Elastizitätsmodulverhältnisses eine gegenläufige Beeinflussung von Flächenlast und Spannung in der Komponente.

Was bedeuten die Ergebnisse dieser Modelluntersuchung für den Originalverbund von Prothesenschaft, Knochenzement und Femur bzw. dessen FEM-Modellierung?

Zunächst muss erwähnt werden, dass der oben beschriebene Modellversuch um die spannungsoptische Auswertung zu vereinfachen, von einem Reibkoeffizient $\mu = 0$ in weiten Bereichen der Kontaktflächen ausgeht. Die tribologischen Verhältnisse in der Kontaktfläche zwischen Prothese und Knochenzement sind jedoch weitgehend von der Oberflächenbeschaffenheit der Prothese abhängig.

Die Übertragbarkeit der experimentellen Ergebnisse ist jedoch dadurch gerechtfertigt, dass durch die Belastung des Balkens senkrecht zur Oberfläche nur minimale Schubspannungen infolge Verformung und Querdehnung der Modellkomponenten möglich sind. Es wird zwar nur der Belastungsanteil berücksichtigt, der für die Prothese als Biegemoment wirkt, es kommt jedoch dadurch nicht zu einer Überlagerung von Effekten, die die Beschreibung einer einfachen Ursache - Wirkung Beziehung erschweren.

Weiterhin sind die geometrischen Vereinfachungen zu berücksichtigen. So tragen die bisherigen HTEP den zum Balkenende hin auf Null abfallenden Spannungen (Abb. 18) bereits durch entsprechende Querschnittsverjüngung Rechnung. Trotz der o.a. Einschränkungen sind die ermittelten Spannungsverläufe mit entsprechenden Messwerten an Prothesen aus der Literatur [31,72], unter Berücksichtigung der Prothesengeometrie qualitativ vergleichbar.

Es hat sich gezeigt, dass der Versuch, durch Wahl entsprechender Prothesenwerkstoffe Bauteilversagen auszuschließen, die hohe Normalspannung im oberen Bereich am Ende der Einspannung nicht verhindert. Übertragen auf den Verbund Femur-Knochenzement-Prothese kann das zu kritischen Belastungen des Knochenzements im proximal-medialen Bereich führen. Diese können eine einsetzende Zerstörung des Knochenzements bei besonders elastischen Prothesenmaterialien erklären. Durch die daraus resultierende fehlende Lagerung eines intakten Zementmantels verliert die Prothese an Stützung in diesem Bereich und die Belastungssituation ändert sich gravierend.

Die in Abb. 21 dargestellte Vorzeichenumkehr der Linienlast, die experimentell als Ablösung des Kontaktes von Balken und Bettung nachgewiesen wurde (Abb. 18), bedeutet für das Interface an zementierten HTEP, dass sich bereits nach der ersten Belastung der Kontakt zwischen Prothese und Knochenzement teilweise lösen kann.

Je nach Aushärtung des Knochenzementes kann nach [18] die durch Aufschümpfung bedingte Druckspannung diesen Effekt jedoch minimieren oder vollständig aufheben. Somit ist die tatsächliche Flächenlastverteilung zusätzlich zu den oben beschriebenen Faktoren von der Temperaturverteilung im Verbund Prothese-Knochenzement-Femur während der Polymerisation des Knochenzementes abhängig. Daraus ergibt sich insbesondere für FEM-Modelle das Problem der richtigen Wahl der Elemente, die das Ablösen der Kontaktflächen im Interface gewährleisten müssen.

Als Ergebnis dieser Untersuchungen sollte der Ausgangszustand der FEM-Modelle so gewählt werden, dass der Knochenzementköcher im radialen Druckbelastung steht, die sich im Fall der Belastung veringert, jedoch nicht in Zugspannungen übergeht. Nur so ist es zu verhindern, dass durch die FE eine Zugspannungsübertragung simuliert wird, die real im Interface nicht vorhanden ist. Hier würde es, wie oben beschrieben, zur teilweisen Ablösung des Verbundes kommen, die mit FEM nicht richtig modelliert werden kann, da im Bereich lastabhängig und damit nicht im Voraus bestimmbar ist.

4 Untersuchungen am zementierten HTEP-Schaft unter den Vorgaben nach ISO 7206-3

4.1 Untersuchungsziele

Die Standardvorgaben für die Prothesenschaftbelastung nach ISO 7206-3 [73] sollen als Grundlage einer zweigeteilten Aufgabenstellung dienen. Zum einen bilden sie die Basis für die Validierung von FEM-HTEP-Modellen. Hierbei ist wichtig, dass die Standardvorgaben experimentell und numerisch übereinstimmend umgesetzt werden. Zum anderen wurde ein experimenteller Ansatz gesucht, der die Verhältnisse bei Anwendung der standardisierten Vorgaben veranschaulicht und eine Einschätzung der Belastung nach ISO 7206-3 ermöglicht. Hierfür bietet die Spannungsoptik durch die flächenhafte Auswertung von Isochromatenbildern gute Voraussetzung und soll deshalb am Beispiel der GSS3 Prothese der KERAMED Medizintechnik GmbH Anwendung finden.

4.2 Kritische Einschätzung der standardisierten Prothesenbelastung

Der internationale Standard ISO 7206-3 beschreibt eine Methode für Dauerfestigkeitstests von HTEP-Schäften mit einfacher Symmetrie. Im Gegensatz zu ISO 7206-4 [74] wird bei der Belastung auf eine Torsionskomponente verzichtet. Abb. 24 zeigt den Aufbau der Testanordnung.

Die Belastungseinrichtung im oberen Teil gewährleistet die Krafteinleitung durch den Mittelpunkt C des Prothesenkopfes in Längsachse der Einspannvorrichtung und verhindert bei Reibungsfreiheit der Lagereinheit die Entstehung von Querkräften. Die im Standard vorhandenen Geometrieangaben beziehen sich ausschließlich auf die nicht eingespannte Schaftlänge, die sich in einem flüssigen Medium befindet, sowie die Ermittlung und Einstellung des Belastungswinkels in der Einspannung (Abb. 25). Dieser Winkel entspricht bei Krafteinleitung längs zur Einspannung dem Belastungswinkel und ist mit $10^\circ \pm 30'$ angegeben. Die Krümmung des Prothesenschaftes insbesondere im oberen Bereich wird bei der Einrichtung des Belastungswinkels nicht berücksichtigt. Ebenso unberücksichtigt bleiben Schaftlänge, Prothesenhals und Schaftquerschnitt. Damit ist trotz Standard keine Einheitlichkeit der Belastungsgrößen gewährleistet.

Die Anforderung an die Einspannung, insbesondere an das Material, in welches die Schaftspitze eingegossen wird, sind nicht besonders streng gefasst. Die im Standard vorgeschlagenen Materialien (Knochenzement, Epoxid-Gießharz, High-Alumina-Zement) weisen nicht nur untereinander sondern auch innerhalb ihrer Materialgruppen relativ große Schwankungen bzgl. ihrer mechanischen Eigenschaften auf. Außerdem sind keinerlei Angaben zu den Abmessungen der Einspannung - insbesondere deren Schichtdicke – vorhanden.

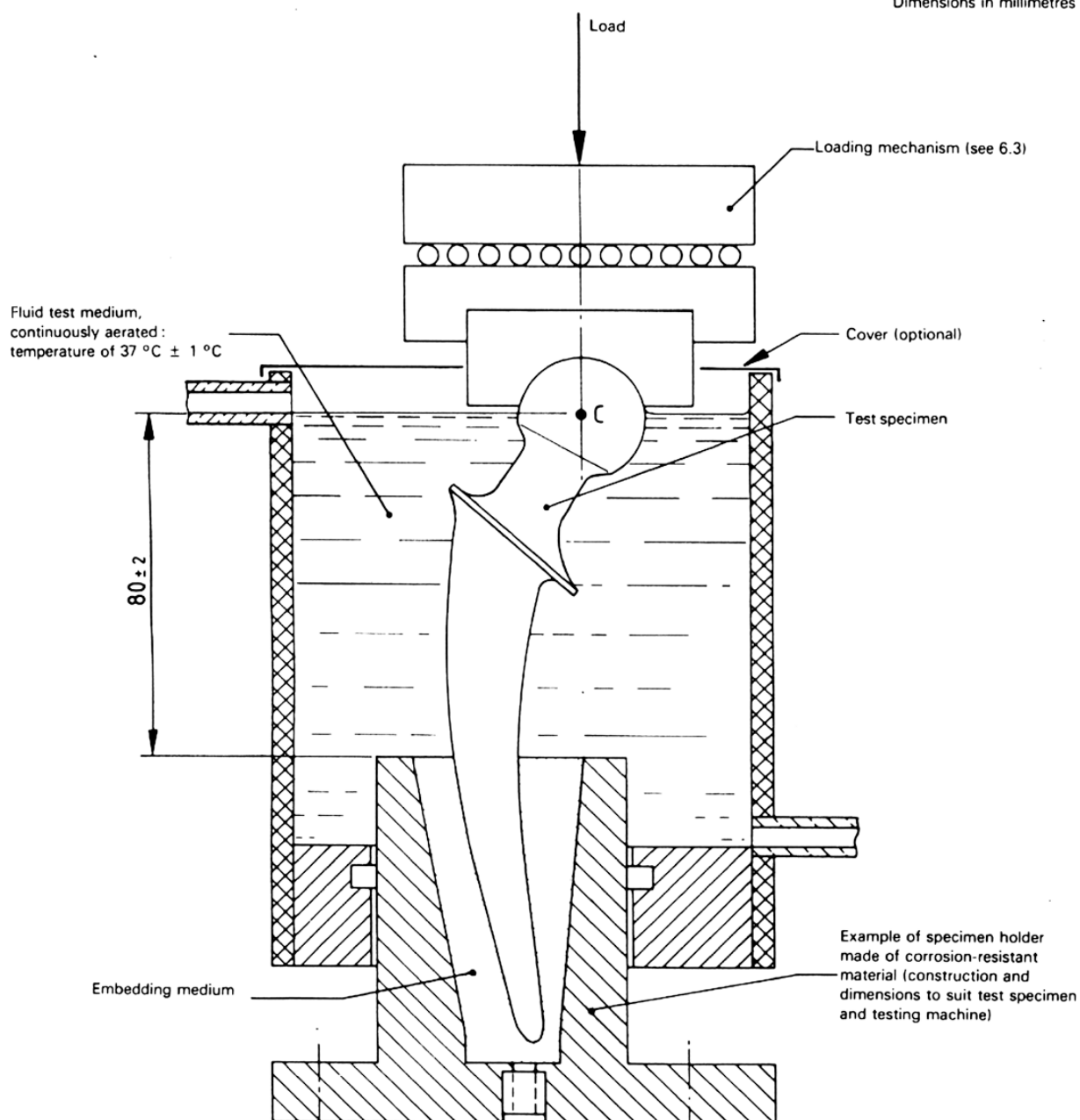


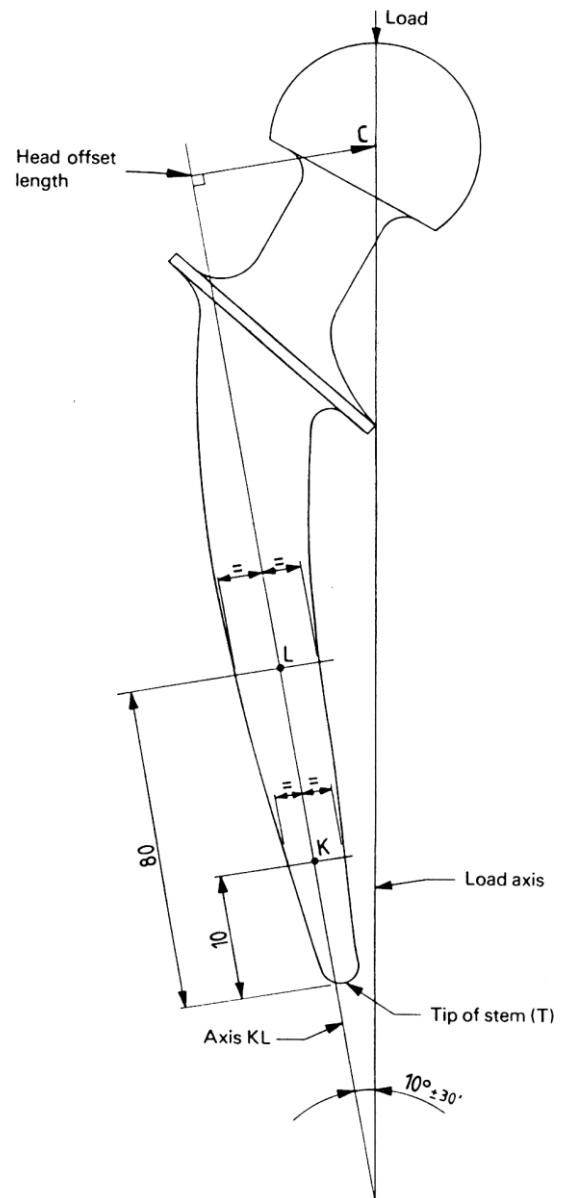
Abb. 24: Testanordnung nach ISO 7206 [74]

Welche entscheidende Rolle die mechanischen Eigenschaften der Einspannung für die Belastung der Prothesenschäfte haben, wurde bereits im Punkt 3.3 untersucht. Deshalb besteht hier bereits ein entscheidender Ansatzpunkt für mögliche Fehler und Ungenauigkeiten bei der Erzeugung der Belastung.

Die allgemein üblichen zementierten Prothesenschäfte weisen eine Verjüngung zur Spitze hin auf. Wird diese Spitze eingespannt und die Prothese einer Querkraft ausgesetzt, die durch den Belastungswinkel im Prothesenkopf entsteht, ergeben sich die maximalen Spannungen im Schaft am Beginn der Einspannung. Der Übergang vom Bettungsmedium zum Schaft und dessen Wirkung auf die Prothesenspannungen in diesem Bereich scheinen deshalb besonders kritisch zu sein. Gerade über die Auslegung dieses kritischen Übergangs sind im Standard keine Angaben gemacht.

Durch die Bauteilbeurteilung nach standardisierten Tests besitzen die Vorgaben nach ISO 7206-3 nicht nur Bedeutung für die Spannungsverteilung in Prothesen, sondern wirken sich indirekt auf die Gesamtbelastungssituation aus. Dauerfestigkeitsuntersuchungen von Prothesen haben dabei Einfluss auf deren Dimensionierung und somit die Gestaltung der gesamten daraus abgeleiteten Interfacegeometrie.

Abb. 25: Prothesenausrichtung nach [74]



4.3 Spannungsoptische Modelluntersuchung

4.3.1 Modellierung der Belastung

Die mechanische Modellbildung ist weitgehend durch den Standard ISO 7206-3 vorgegeben. Die Anwendung der Spannungsoptik macht jedoch einige Abweichungen von Abb. 24 notwendig. Ausgangspunkt ist das zu verwendende Modellmaterial. Araldit B als meistverwendetes spannungsoptisches Material für dreidimensionale Modelluntersuchungen erfüllt die durch das experimentelle Verfahren vorgegebenen Anforderungen sehr gut [47]. Es muss jedoch geprüft werden, ob die Modellbedingungen den Ähnlichkeitsgesetzen Rechnung tragen.

Auf einen einheitlichen Dehnungsmaßstab wird verzichtet, da er sich durch die Bedingung des Poisson'schen Modellgesetzes:

$$\frac{\nu_M}{\nu_O} = \nu_V = 1 \quad (10)$$

nicht realisieren ließe. Voraussetzung wäre, dass eine Größengleichung vorliegt, die eine Umrechnung der Modelldehnung in Modellspannungen unter Berücksichtigung der Querkontraktionszahl und des Elastizitätsmoduls des Modellwerkstoffs erlaubt.

Nach [48] ergibt sich bei Nichterfüllung von Gl.(10) die obere Grenze des dadurch verursachten Maßstabsfehlers zu:

$$\delta.p = \pm \frac{\nu_M - \nu_O}{\nu_O} \cdot 100\% \quad (11)$$

Der so nach oben hin abschätzbare Wert ist zum Maßstabsfehler hinzu zu addieren, der durch die Dehnungsüberlängen entsteht.

Diese entsteht zwangsläufig durch das gegenüber dem Originalschäuf (aus Metall) stark veränderte mechanische Verhalten des Schaftmodells (Araldit B).

Das Elastizitätsmodulverhältnis beträgt hierbei:

$$\frac{E_{M\text{Präh}}}{E_{O\text{Proth}}} = \frac{E}{E} = 1,2 \times 10^{-4} \quad (12)$$

Diesem Verhältnis muss insbesondere bei der Wahl der Einbettung des Modells entsprochen werden. Entsprechend den Verhältnissen nach ISO 7206-3 wurde der bei Raumtemperatur gieß- und aushärtbare Silicon-Kunststoff Silastic T2 (Fa. Dow Coming GmbH) gewählt. Das

Elastizitätsmodulverhältnis für die Bettung beträgt danach $\frac{E_{M\text{Bettung}}}{E_{O\text{Bettung}}} = 7 \times 10^{-4}$, wobei

$E_{M\text{Bettung}} = 2,1 \text{ MPa}$ ermittelt wurde und durch die Nichtfestlegung im Standard $E_{O\text{Bettung}} = 3 \text{ GPa}$ angenommen werden musste.

Abb. 26 zeigt die dem Modell zugrunde liegenden Geometrieverhältnisse.

Der Kraftangriffspunkt wurde nach Rücksprache mit dem Prothesenhersteller so festgelegt, dass er dem Kugelkopfmittelpunkt entspricht. Die Richtung von FR zur Prothesenachse beträgt entsprechend ISO 7206-3 10° .

Der Koordinatenursprung sollte zum Zwecke der Vergleichbarkeit mit FEM-Berechnungen an der rechtwinkligen nicht abgerundeten Ecke des Modells liegen (siehe Abb. 26).

In Anlehnung an den Standard wurde eine kegliche Einbettung gewählt. Die umgebende Stahleinfassung (E-Modul: 210 GPa) kann als starr angenommen werden.

Das Material der Prothesenmodelle besitzt beim verwendeten Erstanungsverfahren einen E-Modul von ca. 25 MPa, der für die einzelnen Modelle genau bestimmt wurde.

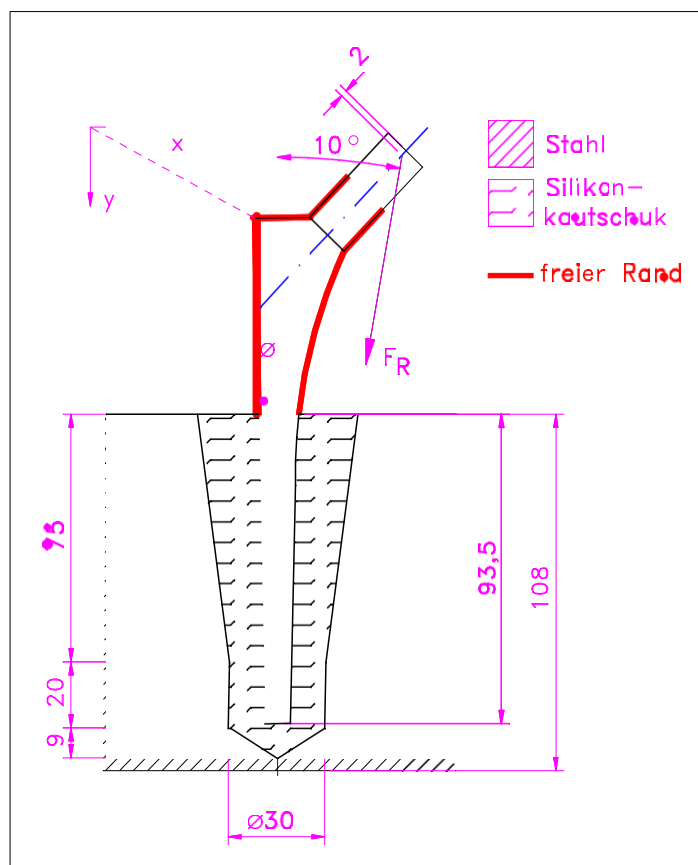


Abb. 26: Geometrieverhältnisse für Erstarrungsversuch mit Prothesenschaftbelastung nach ISO 7206-3

4.3.2 Erstarrungsversuch

Für den Erstarrungsversuch ist die Herstellung eines maßstäblichen Modells der Geradschaftprothese GSS3 der Fa. KERAMED aus Araldit B notwendig. Das Modell kann mittels verschiedener Fertigungstechniken hergestellt werden. Die einfachste stellt die mechanische Bearbeitung dar, bei dem das Modell aus einem Halbzeug des Modellmaterials herausgetrennt wird. Diese Methode birgt jedoch insbesondere durch die recht komplexe Geometrie die Gefahr der Entstehung von Wärmespannungen durch kurzzeitiges Überschreiten des Erweichungspunktes an der Modelloberfläche in sich. Deshalb wurde zur Herstellung spannungsfreier Modellränder, die für räumliche Modelle meist angewendete Methode, das Gießen bevorzugt. Im Punkt 2.1.2 wurde das allgemeine Vorgehen beim Gießen bereits beschrieben. Beim Abguss der Prothesenmodelle sind jedoch einige Besonderheiten zu beachten, auf die im folgenden eingegangen werden soll.

Die Gießform lässt sich unter Nutzung einer Originalprothese zweigeteilt herstellen, wobei die „Trennfläche“ in der Symmetrieebene angeordnet wird. Da Gießformen aus Sand oder Modellgips keine ausreichende Oberflächengüte erreichen, wurde relativ weicher Silikonkautschuk als Formmaterial gewählt. Damit war gewährleistet, dass sich die Modelle auch im heißen Zustand gut entformen lassen. Zur Gießformherstellung wurde die Originalprothese in der Gießform Abb. 27 zwischen Metallplatten fixiert.

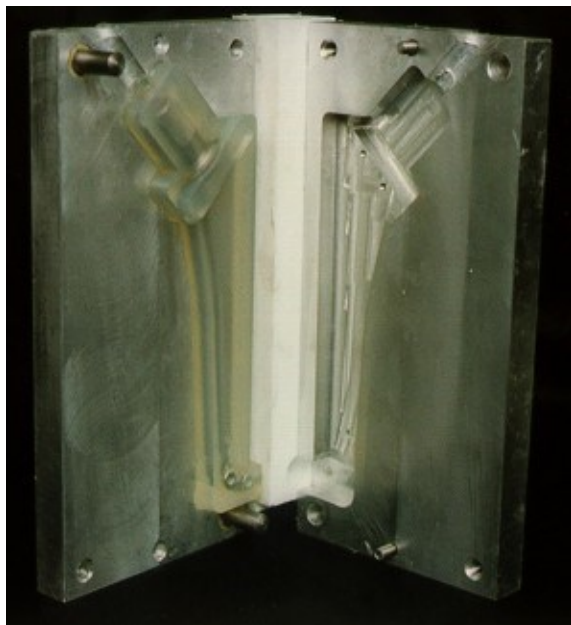


Abb. 27: Gießform für Prothesenschaftmodelle

Diese Metallplatten besaßen eine der Prothesengeometrie angenäherte jedoch vergrößerte Innenkontur, die anschließend mit Silikonkautschuk unter Vermeidung von Luft einschlüssen ausgefüllt wurde. Das Aushärten der Silikonkautschukform erfolgte bei 100°C. Damit war sichergestellt, dass sich die Wärmedehnung der Gießform nicht auf das herzustellende Modell überträgt. Nach Aushärten und Abkühlung der Gießform erfolgte die Formteilung der Silikonkautschukhülle. Die Metallplatten, die jeweils eine Formhälfte aufnehmen, dienen durch Passstifte und Verschraubungen der Positionierung der Formhälften zueinander und der Aufbringung möglichst gleichverteilter Schließkräfte.

Nach Entnahme der Originalprothese wurde die Gießform manuell um Einguss und Steiger erweitert. Die Innenkontur der Gießform musste danach zusätzlich mit einem Trennmittel benetzt werden, um die Entformung des Modells im heißen und damit hochelastischen Zustand mit möglichst geringer Krafteinwirkung zu ermöglichen. Nach Verschluss und Abdichtung der Gießform wurde diese in einer Wärmekammer, zusammen mit einer Gießform für Eichbalken, wieder auf 110 °C vorgeheizt.

Bei einer Temperatur von 130°C wurden die erschmolzene Harz- und Härterkomponente miteinander vermischt, wobei eine Bläschenbildung nicht vermeidbar war. Der Abguss der unter leichtem Vakuum von 2 kPa blasenfrei gemachte Schmelze erfolgte danach bei einer Temperatur von ca. 110°C in die vorgeheizte Form. Gleichzeitig wurde ein Balken gegossen, der zur Ermittlung der spannungsoptischen Konstante im Eichversuch benutzt wird. Wegen der geringen Wärmeleitung der Silikongießform hat sich eine Aushärtungstemperatur von 100°C als günstig erwiesen, obwohl diese sehr lange Aushärtezeiten erfordert (Tabelle 1). Eigene Erfahrung haben gezeigt, dass Aushärtezeiten von über 60 Stunden günstiger sind. Danach kann das Modell als vollständig ausgehärtet angesehen werden, befindet sich jedoch bei diesen Temperaturen noch im hochelastischen Bereich. Die Entformung muss daher schnell, d.h. ohne merkliche Abkühlung des Modells und sehr vorsichtig zur Vermeidung von Deformationen erfolgen. Der gleichzeitig entformte Eichbalken wird nun zusammen mit dem Modell in ein bereits auf ebenfalls 100°C vorgeheiztes Ölbad gelegt, das die Aufnahme von

Wasser in den Modelloberflächen und die Ausbildung von Spannungen infolge Lagerung des Eigengewichtes verhindern soll. Dieses Ölbad wird anschließend für ca. 2 Stunden auf 120°C erwärmt, um alle mit der Aushärtung und Entformung entstandenen Wärmespannungen „freizugeben“. Die daran anschließende Abkühlung erfolgte wegen der Temperaturspannungsproblematik mit 2 – 5 K/h.

Ein Ergebnis dieses Gießprozesses, nach Entfernung von Einguss und Steiger, zeigt Abb. 28. Der eigentliche Erstarrungsversuch muss sich in unmittelbarer zeitlicher Folge an die Modellherstellung anschließen, um das Quellen der hygroskopischen Modelloberflächen zu minimieren. Dazu wird der untere Teil des Modells unter Verwendung einer Justiereinrichtung in die Belastungseinrichtung Abb. 29 eingebettet. Die Belastung des Prothesenmodells erfolgt durch Gewichte, die auch bei Verformung des Modells konstante Kräfte gewährleisten.

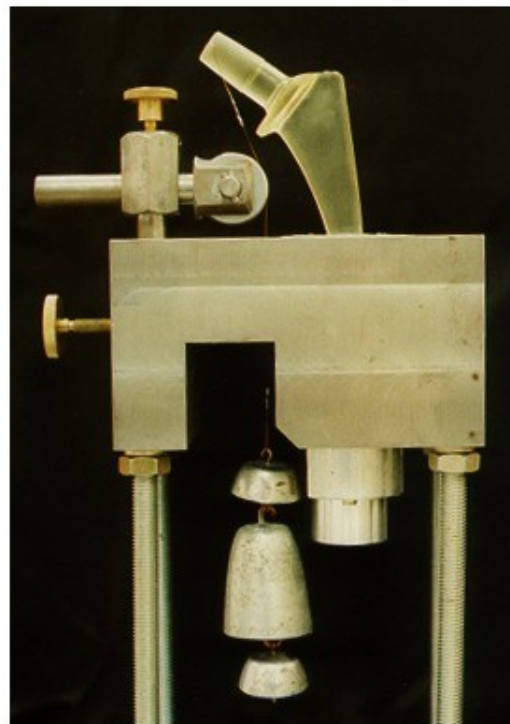


Abb. 29: Belastungsvorrichtung mit Modell nach Erstarrungsversuch

Abb. 28: Prothesenmodell

Der Belastungswinkel wird im Gegensatz zum Standard (Abb. 24) nicht durch Neigung der Prothese, sondern durch über Umlenkrollen schräg angreifender Belastung realisiert. Der einzustellende Ausgangsbelastungswinkel musste experimentell ermittelt werden, da sich der Krafteinleitungspunkt infolge Wärmedehnung und Belastung verändert. Dabei ist nicht der Belastungswinkel am Anfang des Erstarrungsversuchs entscheidend, sondern die Einhaltung der Vorgabe von 10° bei Einfriertemperatur.

Das eingebettete belastete Prothesenmodell wird anschließend zusammen mit dem unter Vierpunktbiegung belasteten Eichbalken auf Einfriertemperatur erwärmt und bei dieser Temperatur ca. 4 Stunden belassen. Das Bettungsmaterial, welches sich infolge der Erwärmung thermisch ausdehnt, bewirkt eine starke Druckbelastung auf den unteren Teil des Modells und verhindert damit eine spannungsoptische Auswertung in diesem Bereich. Durch die kegelförmige Begrenzung der Bettung kommt es außerdem zu einer Ausdehnung des Bettungsmaterials nach oben und einer starken Schubspannungsentstehung in der Modelloberfläche. Die Vermeidung dieser Belastungen im unteren Modellbereich durch eine Einbettung im heißen Zustand ist leider nicht möglich, da die mit dem Erstarrungsvorgang verbundene Abkühlung dazu führen würde, dass sich die Bettung des Modells lockert.

Der Abkühlungsprozess und die damit verbundene Fixierung des Belastungszustandes des Modells erfolgte mit einer Abkühlgeschwindigkeit von 2 K/h zur Vermeidung von Temperaturspannungen im Modell.

Nach vollständiger Abkühlung und Entlastung wurden die Modellschnitte hergestellt.

Bei Lage dieser Modellschnitte in der Belastungssymmetrie, kann darin ein zweiachsiger Spannungszustand untersucht werden. Für das Prothesenmodell ist diese Belastungssymmetrie in der Symmetrieebene (vgl. x-y-Ebene in Abb. 26) gegeben. Dieser Modellbereich wird unter guter Kühlung spanend aus dem Modell getrennt und so der spannungsoptischen Auswertung zugänglich gemacht.

4.3.3 Auswertung am Symmetrieschnitt

Die spannungsoptische Auswertung bleibt wegen der oben beschriebenen Spannungsüberlagerung im eingebetteten Bereich auf den freien Teil des Prothesenmodells beschränkt. Hier liegen entlang der äußeren Kontur unbelastete Ränder vor, die eine vollständige Spannungsanalyse ermöglichen. Der Prothesenquerschnitt führt jedoch dazu, dass bei für die Auswertung notwendigen Schnittdicken von 2-5 mm die äußersten Bereiche des Modellschnittes infolge der Abrundungen nicht auswertbar sind. Je nach Schnittdicke sind so Randbereiche von bis zu 0,8 mm nicht auswertbar. Deshalb erfolgte die quantitative Isochromatenauswertung nicht nur direkt am Rand ($n_0(y)$) des spannungsoptischen Bildes sondern zusätzlich im Abstand von 1 mm ($n_1(y)$) und 2 mm ($n_2(y)$) vom Rand entfernt. Mit Hilfe dieser 3 Werte und dem genauen Abstand zwischen spannungsoptisch auswertbarem und tatsächlichem Rand wurde die Isochromatenordnung für den Außenrand extrapoliert. Abb. 30 zeigt die Isochromatenaufnahme in weißem Licht.



Abb. 30: Isochromatenbild des Symmetrieschnittes in weißem Licht (zirkulares Dunkelfeld)

Man erkennt deutlich die Bedeutung der Biegebelastung auf den Spannungszustand in der Prothese. Es zeigen sich im oberen Bereich sowie im Bereich der Einspannung (im Bild unten) dunkle punktförmige Stellen zwischen Isochromaten erster Ordnung – jedoch keine typische Nullisochromate. Die Nullisochromaten an der Ecke (oben-rechts) sowie im Bereich des Kragens zeigen, da sie an unbelasteten Rändern liegen, Spannungsfreiheit in diesen Bereichen an. Der Übergang vom Prothesenschaft zum Prothesenhals (links-oben) ist durch eine leichte Erhöhung der Randisochromaten gekennzeichnet. Sie deutet trotz des großen Radius auf den Einfluss von Kerbwirkung hin. Die qualitative Übersicht über die Isochromaten nach Abb. 30 bestätigt bereits die im Punkt 4.2 geäußerte Vermutung zur Lage der maximalen Spannungen im Bereich des Beginns der Bettung.

Eine quantitative Analyse der Isochromatenverteilung ist in monochromatischem Licht bei Kenntnis der Hauptspannungsrichtungen möglich. Diese wurden in Form von Trajektorien aus den Isoklinen ermittelt. Abb. 31 zeigt eine Skizze der Trajektorienverteilung im Symmetrieschnitt.

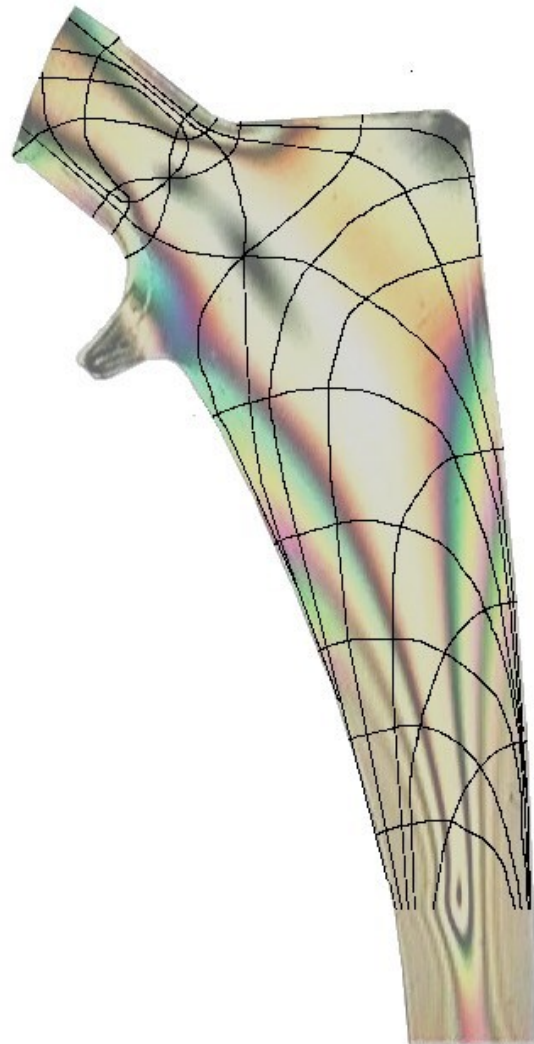


Abb. 31: Trajektorienfeld des Symmetrieschnitts

Das Trajektorienfeld zeigt im Schaftbereich das für Biegung mit Querkraft typische Bild. Es wird deutlich, dass die Auslöschungen (dunklen Flächen) im oberen Bereich isotrope Punkte darstellen. In diesen Punkten sind alle Richtungen Hauptspannungsrichtungen. Das Fehlen der für reine Biegung typischen Nullisochromate lässt sich anhand des Trajektorienfeldes mit dem Einfluss der Querkraft begründen, die einen Richtungswechsel der Hauptspannungen um 90° vom rechten zum linken Rand des Symmetrieschnitts bewirkt. Dieses Verhalten zeigt sich gleichermaßen im Schaft wie im Hals der Prothese. Der annähernd parallele Verlauf der Trajektorien an der Außenkontur bedeutet, dass hier kaum Richtungsveränderungen der Hauptspannungen vorhanden sind. Damit kann bei der quantitativen Analyse der Isochromaten am Rand die notwendige, oben beschriebene Extrapolation durchgeführt werden.



Abb. 32: Isochromatenbild des
Symmetrieschnitts
in monochromatischem Licht

Abb. 32 zeigt die Isochromatenaufnahme des Symmetrieschnitts in monochromatischem Licht. Daraus lassen sich bereits grob die Randisochromatenordnungen bestimmen. Es sind jedoch nur ganze Ordnungen zu erkennen. Zur genauen Bestimmung wurde das Kompensationsverfahren nach Tardy verwendet. Die so entlang der Außenkontur punktweise exakt gemessenen Isochromatenordnungen n_0 , n_1 , n_2 wurden auf der Annahme linearer Spannungsveränderung am unmittelbaren Prothesemant nach Gl.(13) bzw. bei Nichtbestimmbarkeit von n_0 nach Gl.(14) extrapoliert.

$$n = n_0 + (n_0 - n_1) \frac{x_{Rand}}{a_{Rand}} \quad (13)$$

$$n = n_1 + (n_1 - n_2) \frac{x_{Rand}}{a_{Rand}} \quad (14)$$

Dabei gibt a_{Rand} die Breite des nicht auswertbaren Randes in mm an.

Aus n wurde mittels Hauptgleichung der Spannungsoptik (Gl.(15)) die Hauptspannungsdifferenz berechnet.

$$(J_1 - J_2) = \frac{n \lambda S}{d} \quad (15)$$

Dabei verschwindet J_2 am äußerlich unbelasteten Rand. Somit gehen noch Schnittdicke d des untersuchten Symmetrieschnitts sowie die Spannungsoptische Konstante S in die Berechnung ein.

Der Bestimmung dieser Konstante diente die Herstellung des Eichbalkens und dessen spannungsoptische Auswertung.

Für den zum untersuchten Symmetrieschnitt gehörenden Eichbalken wurde eine spannungsoptische Konstante von $S = 0,253 \frac{\text{mm} \cdot \text{ord}}{\text{mm}}$ ermittelt. Zur graphischen Darstellung des Randspannungsverlaufs wurden die berechneten Werte maßstäblich senkrecht zum entsprechenden Prothesemant aufgetragen und sind in Abb. 33 wiedergegeben.

Der Verlauf der Randspannungen zeigt wie erwartet die höchsten Belastungen am Rand der Einspannungen. Unter der realisierten Belastung nach Standard 7206-3 kommt für den untersuchten Prothesenschaft nur dieser Bereich als mögliche Versagensursache durch Protheseneinbruch in Frage. Selbst die durch Kerbwirkung erhöhten Randspannungen am Übergang vom Prothesenschaft zum Prothesenhals betragen weniger als die Hälfte der Maximalspannungen. Da der Isochromatenverlauf im gesamten Symmetrieschnitt eine

Abnahme der Isochromatenordnungen von außen nach innen nachweist, sind auch im Inneren der Prothese – wegen der Dominanz der Biegespannung - keine höheren Belastungen als am Prothesenrand zu vermuten.

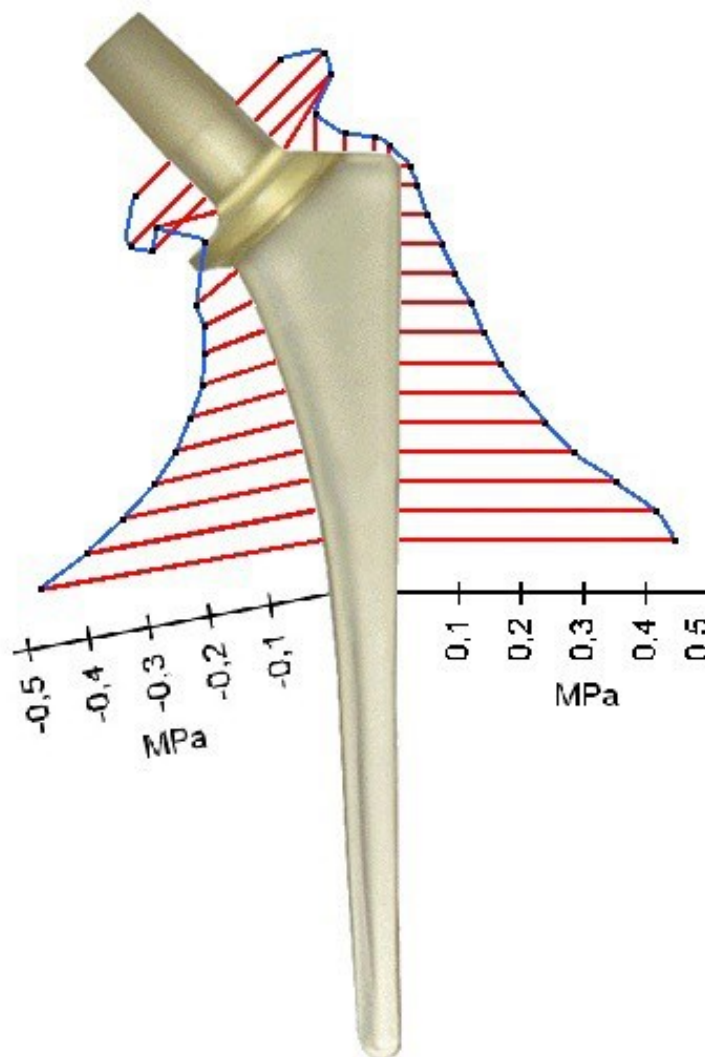


Abb. 33: Mittels Erstarrungsversuch ermittelte Randspannungen am Modell-HTEP-Schaft

4.4 Vergleich der Prothesenrandspannungen mit FEM-Berechnungen

Im Rahmen des Verbundforschungsprojektes sollten die Ergebnisse des Erstarrungsversuchs zur Validierung der Modellierung in FEM-Berechnungen an zementierten HTEP eingesetzt werden. Auf die Problematik der heute für Belastungsanalysen an HTEP oft verwendeten FEM-Modelle wurde bereits im Punkt 1.4 hingewiesen.

Durch die Anwendung der Spannungsoptik als Modellverfahren mit Modellwerkstoffen bleibt der reale Werkstoffeinfluss unberücksichtigt. Bei Übertragbarkeit der Stoffgesetze auf die Modellwerkstoffe sowie bei Berücksichtigung der Ähnlichkeitsverhältnisse ist ein direkter Vergleich von FEM- und Spannungsoptikwerten möglich. Die dazu notwendigen Berechnungen mittels FEM wurden im IBA-Heiligenstadt mit den konkreten im Experiment verwendeten Materialkennwerten durchgeführt. Ein Ähnlichkeitsmaßstab entfällt, da hier das Modell als Original dient. Die dabei ermittelten Randspannungen sind in Abb. 34 grafisch senkrecht zum Außenrand gegenübergestellt.

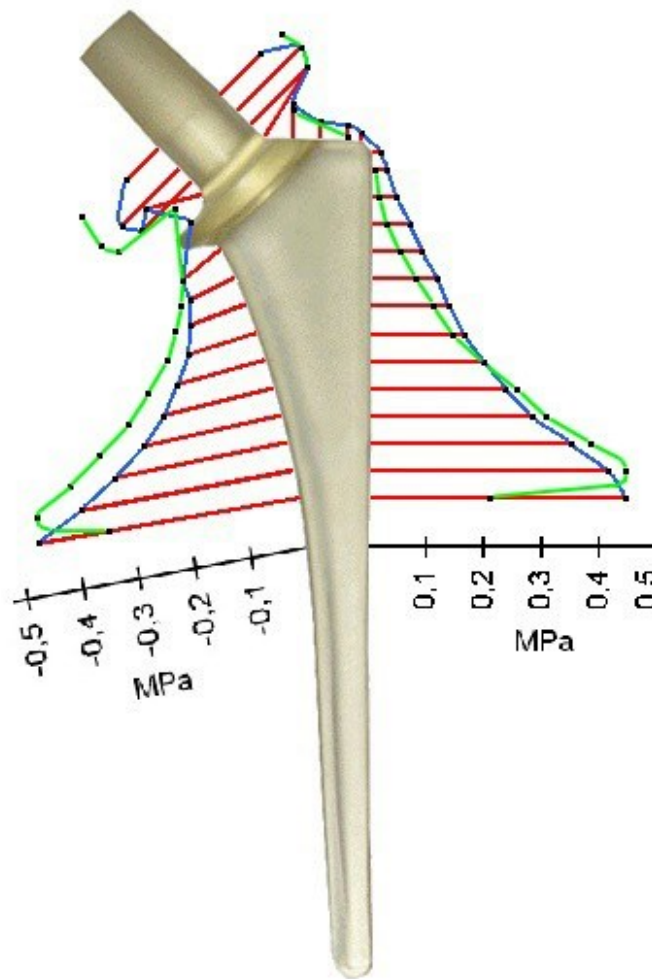


Abb. 34: Randspannungsvergleich an HTEP-Prothese bei Belastung nach ISO 7206-3 (blau: Spannungsoptische Messung; grün: FEM-Berechnung)

Die numerisch ermittelten Randspannungsverläufe folgen den experimentellen Werten in weiten Bereichen der freien Bauteillänge. Die Abweichungen am untersten Ende des Messbereiches sind jedoch signifikant. Sie könnten in der experimentell vorhandenen Wärmedehnung des Prothesenmodells begründet sein, die numerisch nicht berücksichtigt wurde. Dadurch verändert sich während der Fixierung des Spannungszustandes die eingebettete Länge der Prothese geringfügig. Aus dem gleichen Grund fehlt die Wirkung der radialen Druckbeanspruchung im Bereich der Einspannungen.

Die numerischen maximalen Randspannungen befinden sich, im Gegensatz zu den Untersuchungen am Balkenmodell (Punkt 3.3), nicht innerhalb des eingespannten Prothesenbereichs. Durch das niedrige Elastizitätsmodulverhältnis der beim Erstarrungsverfahren verwendeten Materialien wären die Maximalspannungen, entsprechend Abb. 22, am oberen Rand der eingespannten Prothesenlänge zu erwarten. Unter Berücksichtigung der Verjüngung des Prothesenschaftes ist daher die numerisch ermittelte Lage der Randspannungsmaxima nicht zu erklären. Im Bereich des Übergangs von der Einspannung zum freien Teil der Prothese weist das verwendete FEM-Modell daher eine Schwachstelle auf, der bei Untersuchungen in diesem Bereich durch eine andere Vernetzung entsprochen werden muss.

Die unterschiedliche Krafteinleitung über Kugelkopf (FEM) bzw. Einzelkraft direkt am Prothesenhals im Zentrum der Kugel (Erstarrungsverfahren) scheint für die Abweichungen im Bereich des Prothesenhalses ursächlich zu sein. Sie sind jedoch für die Untersuchung des Belastungszustandes in zementierten HTEP bedeutungslos, da diese Spannungen betragsmäßig für die Prothese unkritisch sind und keinen Einfluss auf die Belastung des Knochenzements oder des Femurs besitzen.

4.5 Anwendung ebener Modelle

4.5.1 Verwendbarkeit ebener spannungsoptischer Modelle

Die ebene Spannungsoptik eignet sich insbesondere dort, wo tendenzielle Wirkungen von Geometrie-, Belastungs- und Lagerungseinflüssen von Interesse sind. Veränderungen durch Variationen dieser Einflussgrößen lassen sich sofort sichtbar machen. Gegenüber dem oben beschriebenen Erstarrungsverfahren lassen sich mit einem Modell mehrere Belastungen analysieren. Der gesamte Aufwand für Modellherstellung, Schnittpräparation und die Bestimmung der Materialeigenschaften (spannungsoptische Konstante) sowie die eigentliche Versuchsdauer lässt sich bei Verwendung zweidimensionaler Modelle stark minimieren.

Besitzt das zu untersuchende Original – hier eine HTEP eine dreidimensionale Geometrie, so ist bei Verwendbarkeit ebener Modelle zu prüfen, ob eine Abstraktion des dreidimensionalen Gebildes ohne wesentliche Verfälschungen und Aussageverluste bei der Auswertung möglich ist. Die HTEP (Abb. 28) zeigt im Original eine einfache Symmetrie. Bei Vernachlässigung des Prothesenkragens erscheint ihre Form bereits zweidimensional mit Abrundungen unterschiedlicher Größe. Neben dem Prothesenkragen sind es insbesondere diese Radien, die im zweidimensionalen Modell nicht berücksichtigt werden können. Dieses Modell besitzt somit die exakten Außenkonturen der HTEP in der x-y Ebene. Auf eine Anpassung bezüglich gleicher Prothesenquerschnitte wurde zugunsten einer besseren Vergleichbarkeit mit dem Symmetrieschnitt des dreidimensionalen Modells verzichtet.

Mit Hilfe von ebenen Prothesenmodellen aus Polycarbonat lässt sich die in Abb. 17 gezeigte Belastungseinrichtung verwenden, die innerhalb der spannungsoptischen Apparatur angeordnet wird. Dabei kann auch die beim Erstarrungsverfahren umgesetzte Belastung verwirklicht werden, da sich am Kugelkopf des Prothesenmodells nach Betrag und Richtung veränderliche Kräfte erzeugen lassen. Zwischen den verstellbaren Lagerbacken können unterschiedliche Lagerungsbedingungen realisiert werden.

Abb. 35 zeigt eine Gegenüberstellung vergleichbarer Isochromatenbilder aus Erstarrungsverfahren und ebener Spannungsoptik.

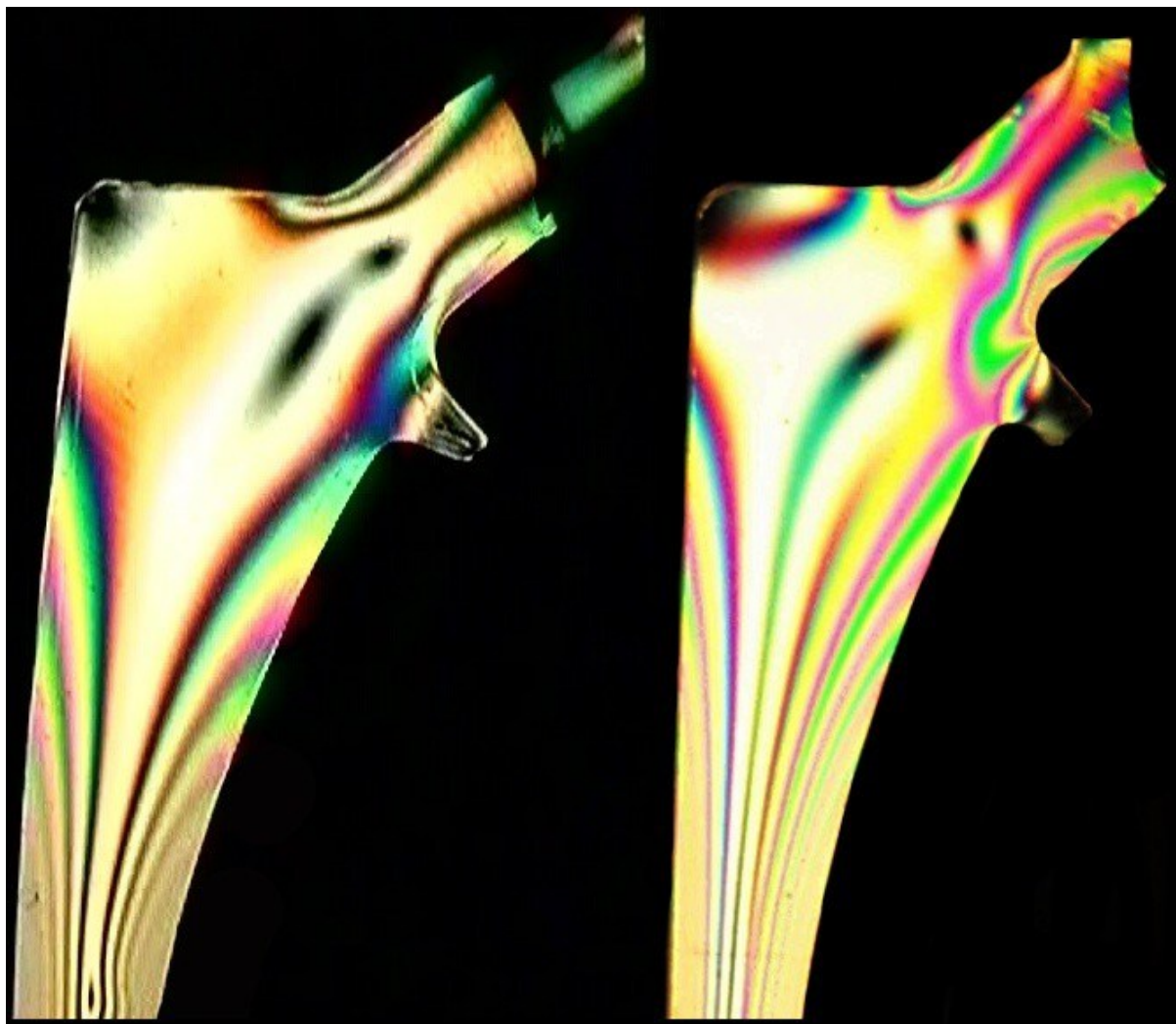


Abb. 35: Isochromatenbilder eines Symmetrieschnitts (links) und eines ebenen Modells (rechts) in weißem Licht (Dunkelfeld)

Die charakteristischen Merkmale des Symmetrieschnitts, wie die isotropen Punkte im oberen Bereich, die Kerbwirkung am Übergang vom Schaft zum Hals sowie der für Biegebelastung typische Verlauf der Isochromaten im sich verjüngenden Schaftbereich, sind deutlich erkennbar. Abweichungen ergeben sich jedoch insbesondere hinsichtlich der Ordnungen der Isochromaten. Die für den Erstarrungsversuch typische Dehnungsübertreibung des Symmetrieschnitts entfällt beim ebenen Modell.

Der Vergleich der Isochromatenbilder eines ebenen Modells mit einem Symmetrieschnitt der dreidimensionalen Untersuchung unterstreicht mit der Ähnlichkeit der Isochromatenverläufe die prinzipielle Möglichkeit der Verwendung ebener Prothesenmodelle zur Untersuchung von Einflussgrößen auf die Belastung in HTEP.

Eine solche Größe stellt der Winkel zwischen der Prothesenlängsachse und der Wirkungslinie der Belastung dar, die im folgenden exemplarisch zur Verdeutlichung der beschränkten Aussagekraft des Standards untersucht wird.

4.5.2 Einfluss des Belastungswinkels auf die Spannungsverteilung

Der Standard gibt zur Prüfung von HTEP einen Belastungswinkel von 10° vor. Betrachtet man die Variation der Literaturangaben zu den Belastungswinkeln auf des Hüftgelenk (siehe auch Punkt 1.3), kann mit der Prüfung nur eines Winkels keine allgemeine Aussage zur Dauerfestigkeit der Prothesenschäfte gegeben werden. Inwieweit mit dem angegebenen Winkel jedoch die für die Prothesen kritischste Belastung realisiert ist, soll anhand der bereits beschriebenen KERAMED-Geradschaftprothese GSS3 experimentell überprüft werden. Da hierbei verschiedene Winkel untersucht werden, bietet es sich an, auf ebene Modelle zurückzugreifen.

Abb. 36 zeigt Isochromatenbilder bei denen die Richtung der angreifenden Kraft von ISO 7206-3 abweicht. Sie variiert zwischen 15° und 30° in Stufen von 5° .

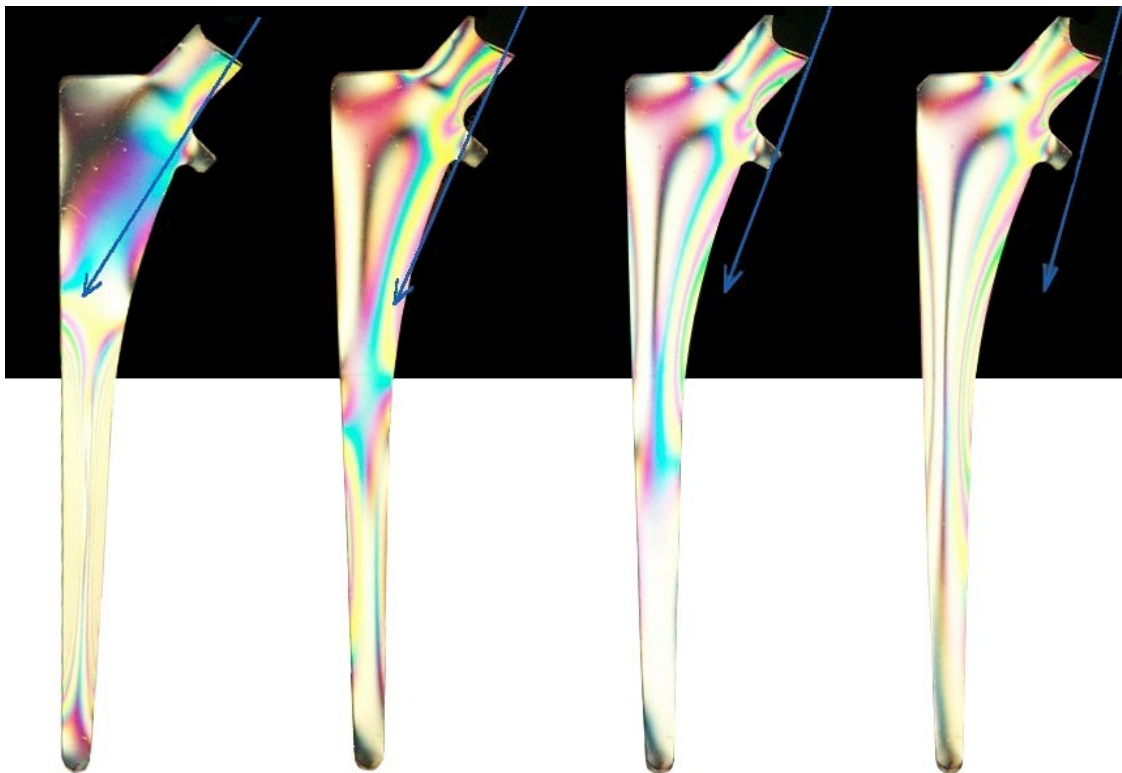


Abb. 36: Isochromatenverlauf bei unterschiedlichem Belastungswinkel (30° , 25° , 20° , 15°)

Die damit verbundene Verschiebung des Biegemomentnullpunktes von der Prothesenspitze (15°) bis oberhalb der Bettungsgrenze (30°) bewirkt bei gleicher Lastgröße deutliche Veränderungen des Isochromatenverlaufs in der Prothese. Solange der Momentnullpunkt im Bettungsbereich liegt, verändert sich nur die Größe der Randspannung entsprechend dem wirkenden Biegemoment. Liegt dieser Punkt außerhalb der Einbettung, nehmen die Randspannungswerte stark ab. Damit ist jedoch eine starke Veränderung des Spannungszustandes im Bereich der Einspannung verbunden (30°), wobei eine exakte Aussage zur Größe der Randspannungen nicht ohne Kenntnis der Lastverteilung in der Einspannung möglich ist. Da im Punkt 3.3 ähnliche mechanische Verhältnisse untersucht wurden, kann man aus einem Vergleich dieser Flächenlastgrößen mit denen der Randspannungen feststellen, dass das Isochromatenbild durch die Wirkung der Einspannung

nur gering beeinflusst wird. Somit zeigen sich besonders kritische Belastungen bei großen Lastwinkeln im unteren Teil der Prothese.

Für die untersuchte Geradschaft-Prothesengeometrie entsteht im freien nicht eingespannten Teil die größte Randspannung bei kleinen Belastungswinkeln. Berücksichtigt man die versteifende Wirkung bei Stoffschluss zwischen Prothese und Einspannung, kann der im Standard vorgegebene Belastungswinkel hinsichtlich der Erzeugung großer Spannungen im freien Prothesenbereich als günstig bewertet werden. Der Einfluss von Geometrie, Material und Kontaktfläche der Einspannung auf die Dauerfestigkeit ist dabei deutlich geringer als bei Winkeln $> 20^\circ$, bei denen der Ort des Bauteilversagens wahrscheinlich innerhalb der Einspannung liegen würde.

Der Vergleich der 4 Isochromatenbilder in Abb. 36 macht die beschränkte Aussagekraft der Belastung nach ISO 7206 deutlich. Bereits geringe Veränderungen des Lastwinkels können, abhängig von der Prothesengeometrie, zu gravierenden Veränderungen des Belastungszustandes in der Prothese führen. Insbesondere die indirekt vorgegebene Einbettungstiefe für die Prothesen muss als kritisch angesehen werden, da sie bei unterschiedlichen Prothesengeometrien, infolge veränderter Lage des Momentnullpunktes, stark voneinander abweichende Spannungszustände bewirkt. Somit besteht kaum eine anwendungsnahe Vergleichsmöglichkeit zwischen unterschiedlichen Prothesen. Deshalb wird auch in [75], nach einem Vergleich der Standardbelastung mit den Verhältnissen in-vivo, die Forderung nach einer Klassifizierung des Standards für unterschiedliche Prothesengruppen (z.B. nach Prothesengröße) erhoben, um der physiologischen Belastung besser gerecht zu werden.

Zum Zwecke der Vergleichbarkeit der Belastungen am Beginn der Einbettung wäre die Berücksichtigung des Schaftquerschnittes für die Bemessung der Einspannhöhe günstig. Dies würde aber weiter weg von der Simulierung einer wahren und vergleichbaren Prothesenbelastung führen, da mit der Vorgabe der freien Schaftlänge für alle Prothesen ein einheitliches Maß proximaler Lockerung vorgegeben werden soll. Inwieweit das Maß von 80 mm nach ISO 7206-3 ein für die proximale aseptische Prothesenlockerung repräsentatives Maß darstellt, müssten klinische Untersuchungen zeigen.

Der bisherige Standard stellt somit einen guten Kompromiss zwischen möglichst effektiver hoher Belastung (große freie Schaftlänge) und der Prüfbarkeit eines großen Prothesenspektrums (kurze Prothesenschäfte) dar. Seine uneingeschränkte Anwendung für das gesamte Spektrum möglicher Prothesengeometrien ist jedoch als kritisch zu betrachten. Im Hinblick auf Aufgabenstellungen, wie der Verifizierung von FEM-Modellen, kann die Standardbelastung nicht als repräsentativ gelten, da sie abhängig von der jeweiligen Geometrie des Prothesenschaftes zu Extrembelastungen führen kann. Deshalb sind die Aussagen über die Güte der validierten FEM-Werte auch auf die beschriebenen Belastungsbedingungen beschränkt.

Zukünftige Untersuchungen zur Dauerfestigkeit von Prothesen sollten um Angaben für eine definierte Einspannung erweitert werden, deren Versagen Auskunft über ungünstige Lastübertragungsverhältnisse gibt. Gleichzeitig würde dadurch die Bedeutung des Belastungswinkels für die Prothesenbelastung innerhalb der Einspannung berücksichtigt.

5 Femuruntersuchungen zur Validierung eines FEM-Modells

5.1 Ringspannungen am Femur

5.1.1 Modell und Belastung

Die experimentellen Untersuchungen sollen insbesondere der Parameterdiskussion für FEM-Modelle dienlich sein. Deshalb wurde bereits im Punkt 3 durch vereinfachte Modellbildungen versucht, die Wirkmechanismen im Verbund der in ihren mechanischen Eigenschaften sehr voneinander abweichenden Komponenten Knochen, Knochenzement (Plast) und metallischer Prothesenwerkstoff zu ergründen, um damit Impulse für die Modellierung zur Optimierungsberechnung geben zu können.

Mit dem spannungsoptischen Erstarrungsversuch, dessen mechanisches Modell sowie Aufbau aus Abb. 37 zu erkennen sind, sollten die Erkenntnisse aus Punkt 3 genutzt werden und eine Näherung der 3D-Verhältnisse erfolgen.

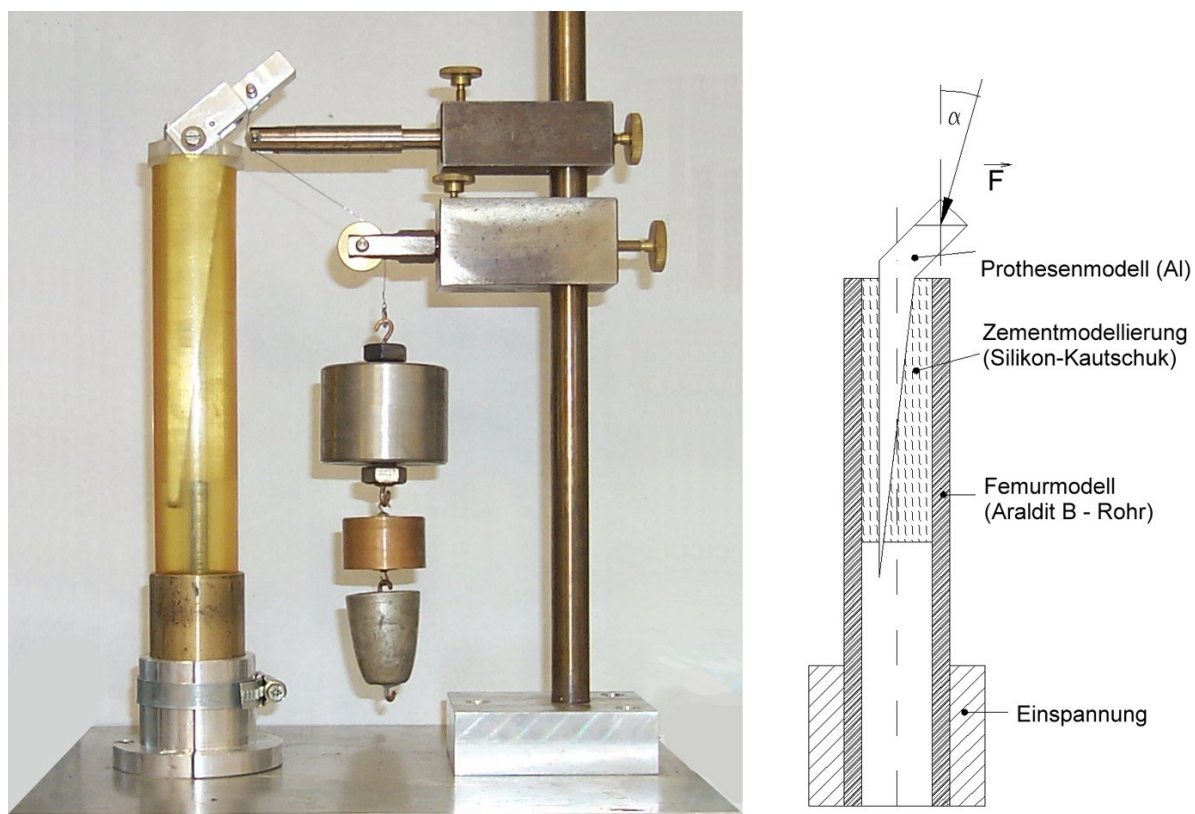


Abb. 37: Belastungseinrichtung für spannungsoptisches Erstarrungsverfahren
links: Originalaufbau rechts: Prinzipdarstellung der Keilwirkung

Hierbei wurde das Femur als rotationssymmetrische Schale (Zylinderschale) aus Araldit B, die Prothese aus Aluminium und der Zement aus Silikon-Kautschuk modelliert. Diese

Vereinfachung der Femurgeometrie auf ein Rohr kann unter dem Gesichtspunkt einer weitgehenden Abstraktion auf den Wirkmechanismus der Keilbelastung damit gerechtfertigt werden, dass das Femur die Belastung im wesentlichen durch die deutlich härtere Corticalis aufnimmt. Die Spongiosa im Knocheninneren wird bei der Implantation weitgehend entfernt und durch den gegenüber der Corticalis weichen Knochenzement ersetzt.

Während in der Literatur [76,77] das Interesse meist den Längsspannungen gilt, besteht das Ziel dieser Untersuchungen in der Analyse der Umfangsspannungsverteilung. Die Keilwirkung der Prothese wird zwar im Zusammenhang mit der „Selbstverblockung“ in Veröffentlichungen erwähnt, ihre ursächliche Wirkung auf die Ausbildung von Umfangsspannungen offensichtlich unterschätzt.

Mit der Modellierung des Femur als Rohr wurde das Problem der Hauptträgheitsachsen des Femurquerschnittes eliminiert. Die Zementmodellierung erfolgt im Umfang begrenzt und verstärkt dadurch die Flächenlast. Keilgeometrie und Belastungswinkel wurden in Anlehnung an den Erstaufbauversuch aus Punkt 4 und die dabei verwendete Prothese gewählt. Die Einspannung erfolgt in ausreichendem Abstand von der Zementmodellierung und damit weit entfernt vom Ende des Einleitungsbereichs der Belastung.

Mit dem gewählten Modellversuch ist realisiert, dass sich die aus der Literatur bekannten, für die Längsspannungen verantwortlichen Längs- und Biegeanteile wiederfinden. Gleichzeitig ist die Auswirkung der verstärkten und geometrisch definierten Flächenlast im Innern des Femurmodells einer dreidimensionalen Untersuchung zugänglich.

5.1.2 Spannungsanalyse

Die Isochromatenverläufe der Ringschnitte in Abb. 38 bestätigen die Vermutung, dass es in Umfangsrichtung zur Ausbildung von nicht unerheblichen Biegespannungen kommt. Die Schnitte sind von proximal (Schnitt 1) nach distal (Schnitt 24, 170 mm vom proximalen Ende) entnommen. Der Winkel β beschreibt den Umfang von $\beta = 0^\circ$ (lateral) bis $\beta = 180^\circ$ (medial). Zusammen mit dem Diagramm für die Umfangsspannungen am Außenumfang $\sigma_u(\beta)$ mit der Höhe h als Parameter (Abb. 39) und dem Diagramm der Umfangsspannung $\sigma_u(h)$ mit β als Parameter in Abb. 40 ergeben sich folgende Aussagen:

- Es bilden sich auf dem Umfang ($0^\circ \leq \beta \leq 360^\circ$) Biegespannungen mit 4 Nulldurchgängen bei $\beta = 40^\circ$, $\beta = 140^\circ$, $\beta = 215^\circ$, $\beta = 320^\circ$ und 4 Maxima mit

wechselndem Vorzeichen bei $\beta = 0^\circ$ (Zug), $\beta = 105^\circ$ (Druck), $\beta = 180^\circ$ (Zug), $\beta = 265^\circ$ (Druck) aus.

- Die Umfangsspannungen besitzen im Bereich der Nulldurchgänge hohe, lateral ($\beta = 0^\circ$) und medial ($\beta = 180^\circ$) geringe Gradienten
- Die größte Umfangszugspannung ergibt sich proximal medial
- Von proximal nach distal erfolgt ein Absinken der Spannungen, wobei die medial niedrigeren Werte durch die steigende Zementdicke erklärbar sind.
- Der Vergleich mit den Längsspannungen ergibt, dass es sich im vorliegenden Fall um gleiche Größenordnungen handelt.

In Analogie zu dem in [69] diskutierten 2D-Verbundmodell lässt sich bei den Schnitten 1 bis 20 an der lateralen Ringinnenseite (zwischen $\beta = 15^\circ$ und $\beta = -15^\circ$) die Einwirkung der Flächenlast durch das leichte Absinken der Isochromatenordnungen erkennen. Die Flächenlast ließe sich durch Differenzbildung zwischen unbelasteten und belasteten Rand auch hier ermitteln.

Obwohl bei diesen Untersuchungen die sich ständig verändernden Querschnittsflächen und Flächenträgheitsmomente des wahren Femur unberücksichtigt bleiben, wird deutlich, dass die Umfangsspannungen nicht vernachlässigbar sind. Die Spannungs-Dehnungsanalyse am prothetisch versorgten Femur kann also nicht auf Längsspannungen beschränkt werden. Neben Belastungsgrößen und Femurgeometrie ist das Verhältnis von Längs- und Umfangsspannung bei der Diskussion der Hauptspannungsrichtungen am Femur unbedingt zu berücksichtigen. Das bedeutet für die Optimierung von HTEP, dass die Prothesenschaftlänge, die immer Einfluss auf die Keilgeometrie hat, nicht unabhängig vom damit verbundenen Keilwinkel betrachtet werden darf.

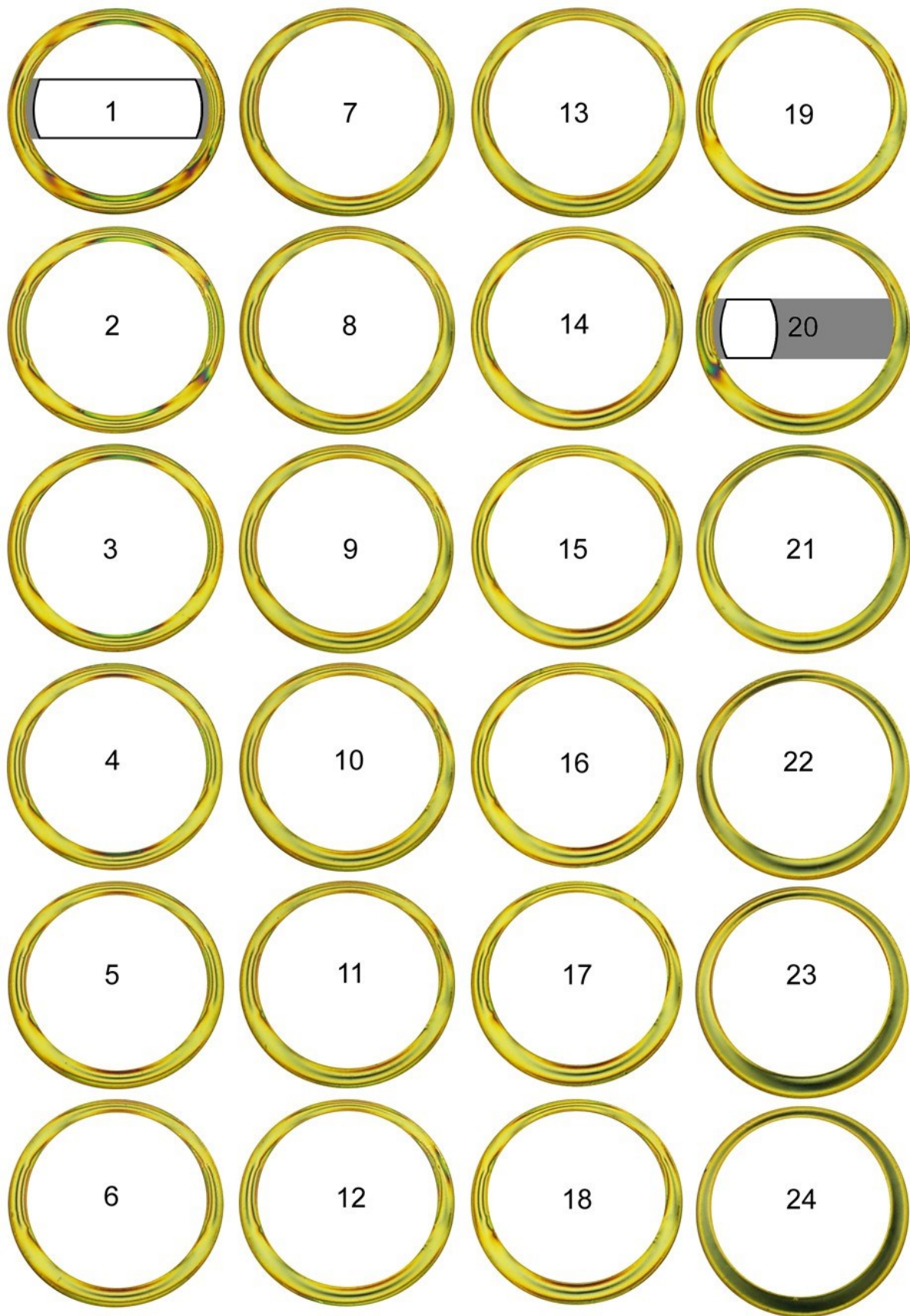


Abb. 38: Isochromatenbilder der Rohrquerschnitte (in weißem Licht) zur Ermittlung der Umfangsspannungen bei Keilbelastung



Abb. 39 : Umfangsspannung am äußeren Rand bei Keilbelastung im Rohr für unterschiedliche Höhen gemessen von der Rohroberkante

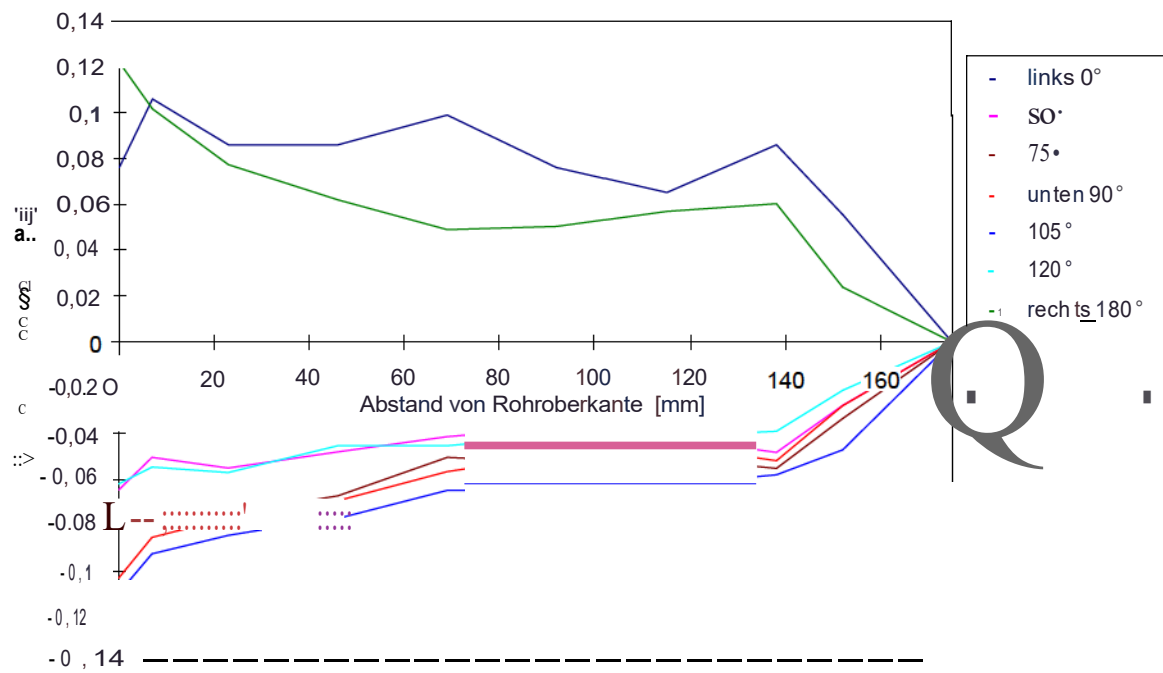


Abb. 40 : Umfangsspannung am äußeren Rand bei Keilbelastung im Rohr für unterschiedliche Winkelsegmente

5.2 Spannungs-Dehnungsanalyse an unterschiedlichen Femurgeometrien

5.2.1 Modelle und Belastung

Die Spannungs-Dehnungsanalyse am Femur war von Anfang an auf Femurmodelle beschränkt, die bei 3DV-Technology Kiel gefertigt wurden. Zur besseren Vergleichbarkeit mit den FEM-Berechnungen sollten die im Gegensatz zum Originalfemur homogen verteilten Materialeigenschaften dienen. Zur Abdeckung eines breiten Spektrums an Untersuchungsmaterialien und -geometrien musste eine universelle Belastungsvorrichtung entworfen werden, die nur durch die technisch realisierbaren Belastungsgrößen und die durch das IBA-Heiligenstadt ausgewählten Geometrien der Femurmodelle eingegrenzt war (Abb. 41).

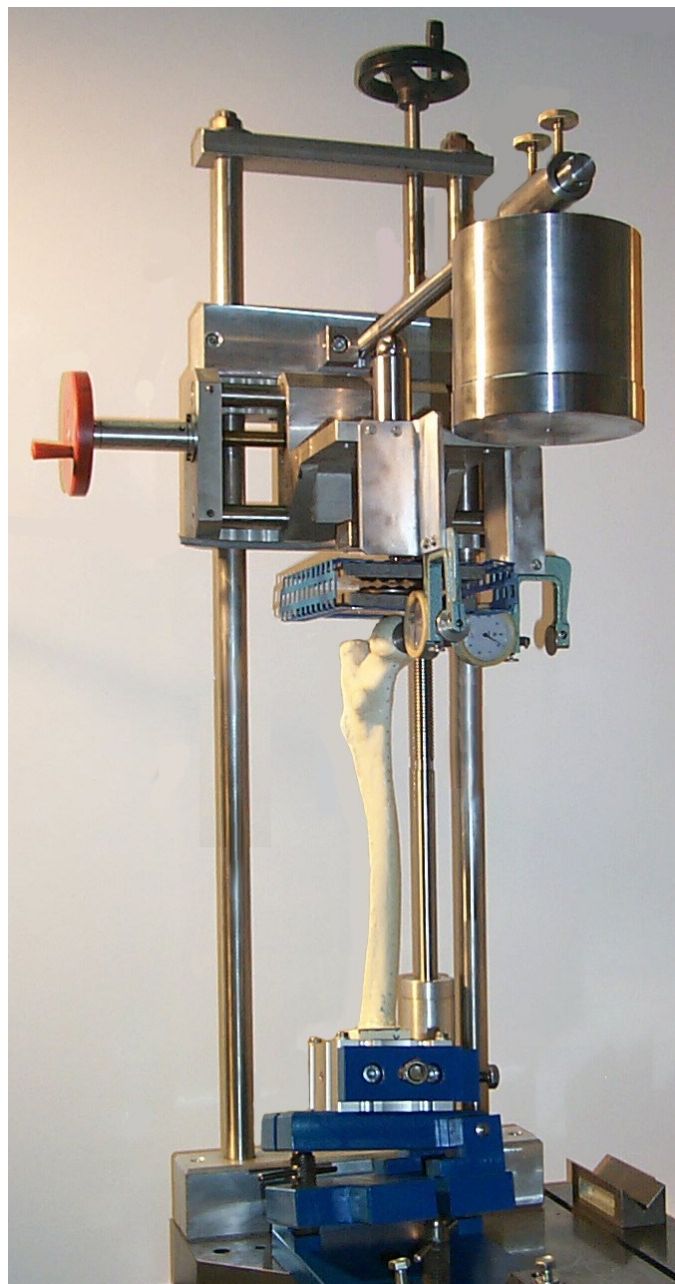


Abb. 41: Belastungsvorrichtung mit Femurmodell

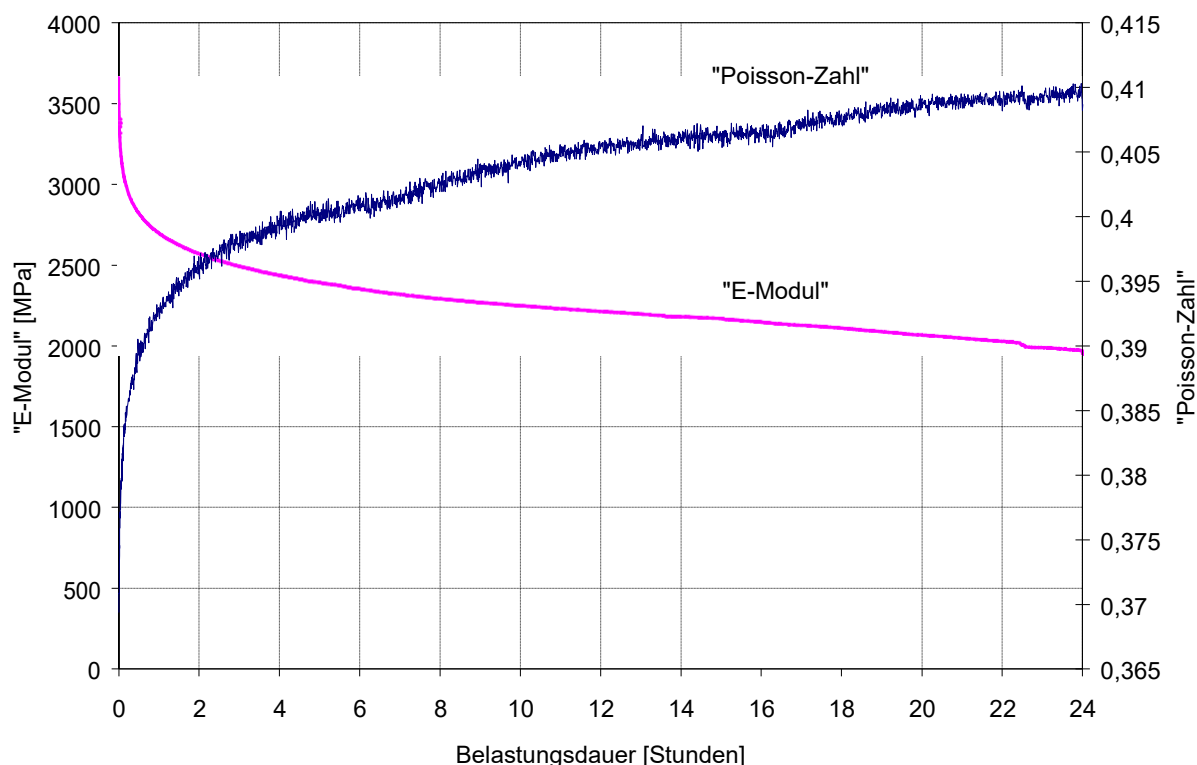


Abb. 42: Mechanisches Materialverhalten von "NEUKADUR Multicast 20"

Die Bestimmung des E-Moduls des bei 3DV-Technology Kiel verwendeten Materials zeigte eine starke Zeitabhängigkeit des mechanischen Verhaltes (Abb. 42), so dass eine konstante statische Belastung nur durch Verwendung von Gewichtskräften realisiert werden konnte. Diese wurden durch eine veränderbare Hebelkonstruktion gewährleistet und direkt oberhalb des Femur- bzw. Prothesenkopfes mittels Kraftaufnehmern vom Typ U2B der Fa. HBM gemessen. Zur Vermeidung von entstehenden Querkräften durch Modellverformungen wurde die Krafteinleitungsstelle als Loslager in Form eines Kugelkäfigs zwischen ebenen Platten gestaltet. Damit war eine freie Deformation der Femurmodelle orthogonal zur Belastungsrichtung gewährleistet. Die Verschiebungen von Femurkopf bzw. Prothesenkugel wurden mittels Feinzeigern vor, während und nach Belastung gemessen.

Von entscheidender Bedeutung für die Qualitäts der Spannungs-Dehnungsanalyse an Femurmodellen war die knieseitige Lagerung. Abb. 43 stellt dazu die möglichen Femur-Einspannungen dar. Das Femur in-vivo mit seinen angrenzenden Knochensegmenten (Tibia und Pelvis) ist unter (a) in lateraler Ansicht dargestellt. Je nach knieseitiger Befestigung ((b):Scharnier, (c):Einspannung, (d): Kugelgelenk) ergeben sich andere Anforderung an die Krafteinleitung.

Für die Belastungsvorrichtung (Abb. 41) wurde eine feste Einspannung realisiert, da sie ein definiertes Verstellen der Winkel der Femurlängsachse (unterschiedliche Belastungswinkel in x- und y-Achse) gewährleistet und die freie Deformation des Femur in Normalrichtung zur Belastung erlaubt.

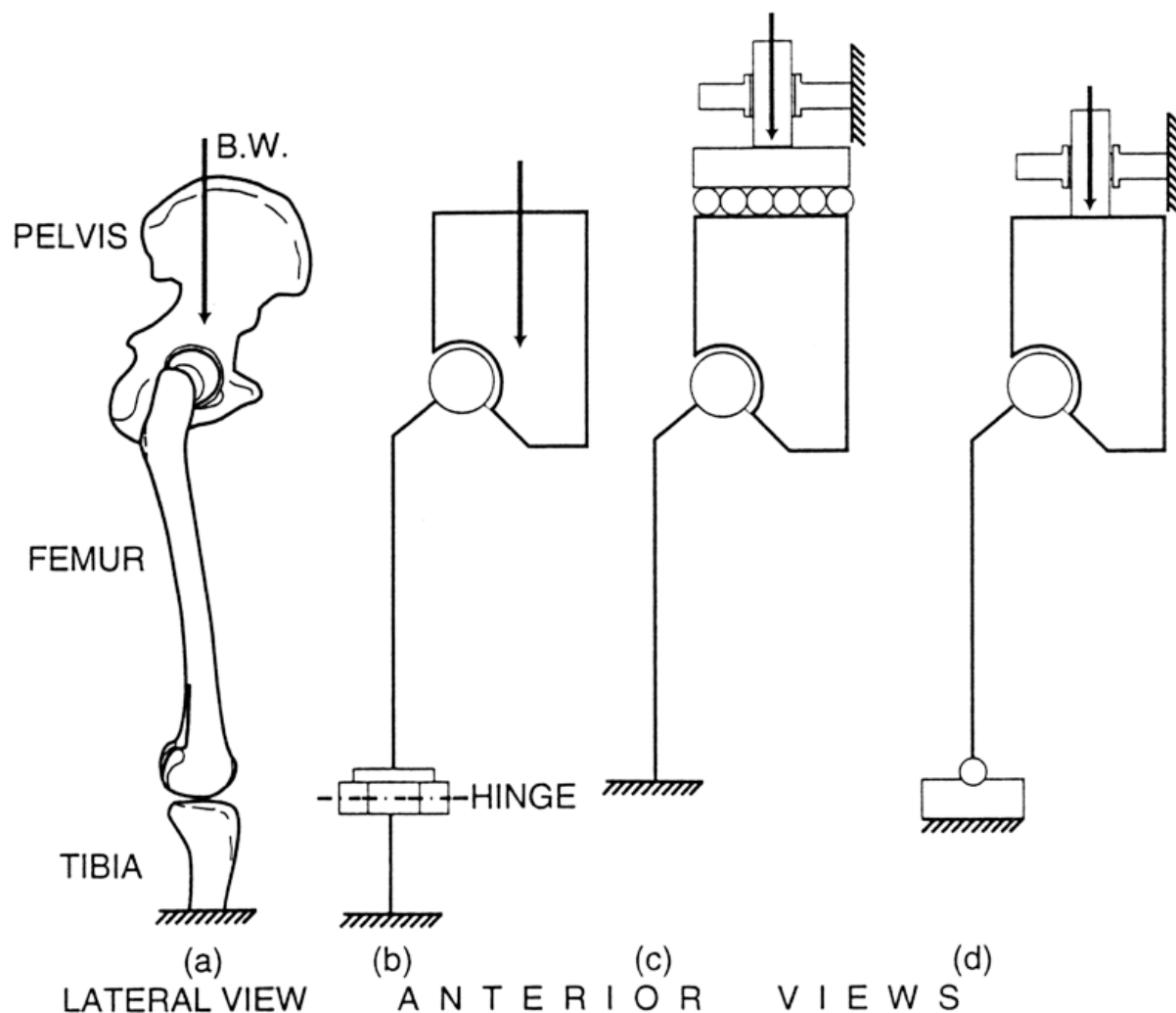


Abb. 43: Schema möglicher Femurbelastungen [30]

Der so in zwei Richtungen schwenkbare Tisch erlaubt Winkel von -10° bis $+90^\circ$. Zur Vergleichbarkeit der experimentellen Ergebnisse mit den FEM-Werten wurde ein modellbezogenes Koordinatensystem festgelegt, das aus den CT-Daten, welche die Grundlage für die FEM-Modellierung bilden, resultiert. Bezogen auf dieses Koordinatensystem wurden die Modelle in z-Richtung mit einem definierten Quader versehen. Dieser gewährleistet den genauen Bezug von Modelllängsachse und Koordinatensystem und damit zur Einspannung. Die drei ausgewählten und in Abb. 44 dargestellten Modelle verkörpern dabei die Extremsgemetrien des zur Validierung der FEM-Modelle ausgewählten Femurkollektivs. Die unterschiedlichen Abmessungen und Formen der Modelle führten zusammen mit den vom IBA-Heiligenstadt vorgegebenen festen Belastungswinkeln zu sehr unterschiedlichen Belastungen für die Modelle. Diese Unterschiede machten es notwendig, das Modell 8 mit rechter Femurgeometrie mit dem gleichen Belastungswinkel wie Femur 6 und 15 zu untersuchen, um bei Realisierung gleicher Belastungsgrößen eine Überbelastung und somit die Zerstörung der Modelle an der Einspannstelle zu verhindern. Damit betrug der Belastungswinkel für alle Modelle einheitlich -9° in x-Richtung und -10° in y-Richtung.

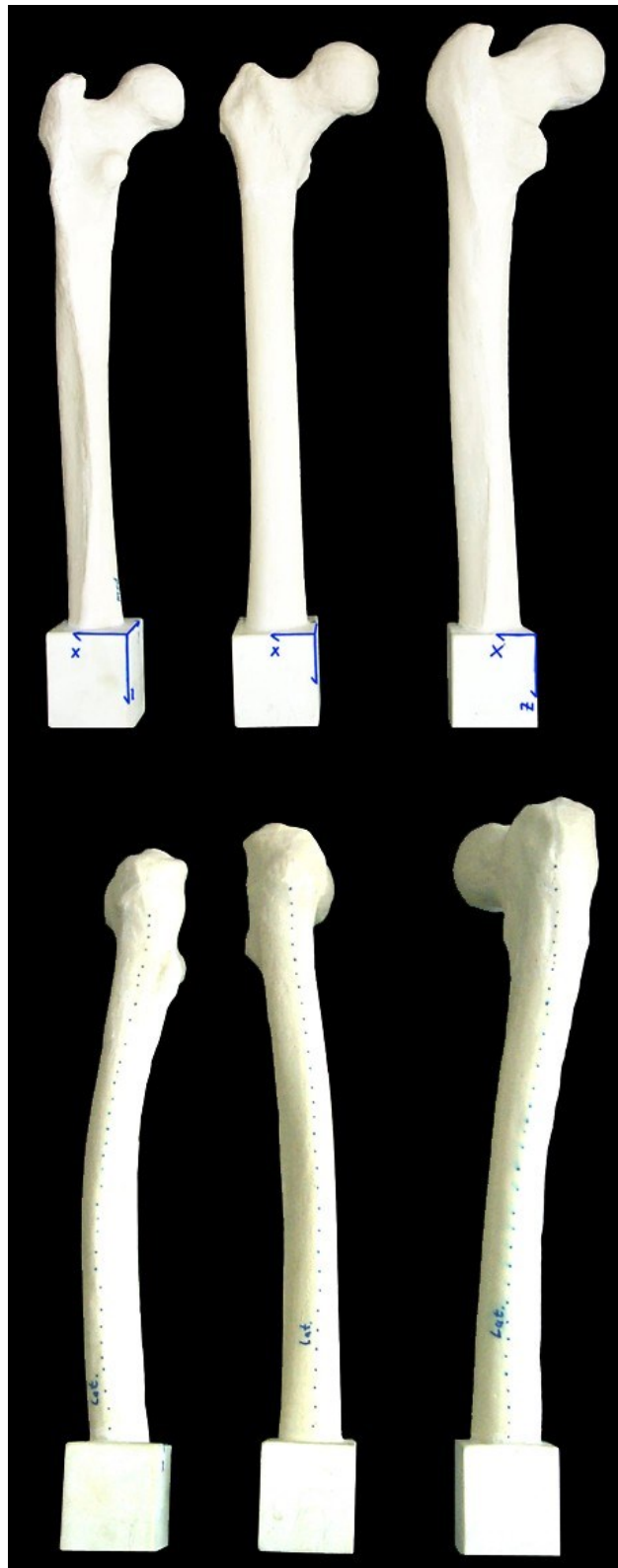


Abb. 44: Untersuchtes Femurkollektiv – Modelle 6, 8 und 15 (v.l.n.r.)
oben: X-Z-Ebene; unten Y-Z-Ebene laterale Ansicht

Da die Modelle keine spannungsoptisch nutzbaren Eigenschaften besitzen, ist die Messung mit DMS am günstigsten, da auch andere Feldmessverfahren hier infolge zu großer Ungenauigkeit bzw. Verfälschung durch den Einfluss der Sensorschichten nicht anwendbar sind.

Als Richtwert für eine vergleichbare Belastung wurden 500 N gewählt, um gleichzeitig den Anforderungen an die DMS-Messgenauigkeit und der zulässigen Belastung des Modellmaterials gerecht zu werden.

Im Anschluss an die Spannungs-Dehnungsanalyse wurde in die homogenen Femurmodelle entsprechend ihrer Geometrie künstliche Femurkanäle eingebracht, in die nach entsprechender Weiterbearbeitung durch die Uni Marburg Geradschaftprothesen der Firma KERAMED unter Anwendung klinischer Zementiertechnik implantiert wurden. Um vergleichbare Dehnungswerte zu ermöglichen, wurden die Modelle mit den Prothesen unter gleichen Belastungsverhältnissen wie die homogenen Modelle untersucht. Diese führten jedoch bei Geometrie Nr. 6 zum Bruch des Modells, so dass hier eine abweichende Laststufe ausgewertet werden musste.

5.2.2 DMS-Applikation

Bei der Auswahl der DMS konnte auf umfangreiche Literatur zurückgegriffen werden [z.B.78,79]. Die darin beschriebene annähernde Überlagerung von Femurlängsachse und Hauptspannungsrichtung am Originalfemur lässt auch für unsere Modelle die Hauptdehnungen längs bzw. im Umfang der Modelle erwarten. Da durch die Verwendung von Kunststoffmodellen jedoch andere mechanische Verhältnisse vorliegen und die Dehnungswerte zur Validierung von FEM-Berechnungen bezüglich Größe und Richtung der Beanspruchung dienen sollen, wurden 45° DMS-Rosetten verwendet, die durch die Anordnung der Einzel-DMS der erwarteten Hauptspannungsrichtung Rechnung tragen und eine genaue Bestimmung der Hauptspannungswinkel ermöglichen (Abb. 45).

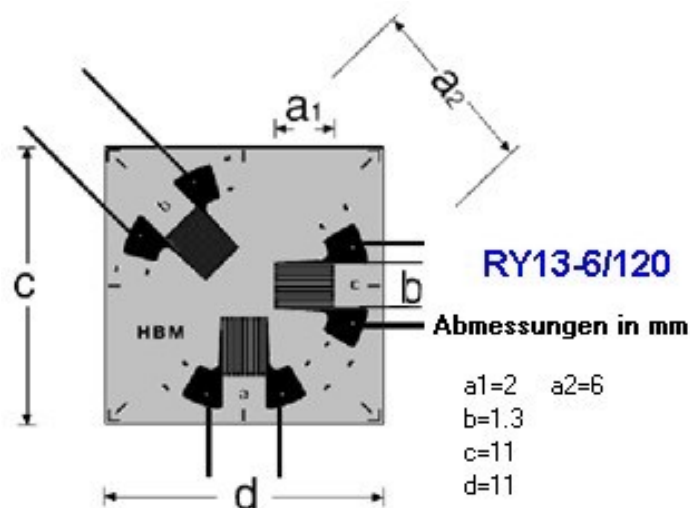


Abb. 45: Geometrie der verwendeten DMS-Rosetten (Fa. HBM Typ RY13-6/120)

Der gewählte Messgitterdurchmesser von 6 mm der verwendeten Rosetten vom Typ RY13-6/120 der Fa. HBM stellt einen Kompromiss aus möglichst geometrisch exakt zuordenbarer Punktmessung und dem Ausgleich kleiner Inhomogenitäten des Modellmaterials sowie der Oberflächenunebenheit dar.



Nimmt man die in der Literatur dokumentierten Dehnungsverteilungen[45] und die Ergebnisse aus Punkt 5.1 zum Maßstab, ist auch die Voraussetzung geringer Dehnungsgradienten innerhalb der Rosettenmessfläche erfüllt. Mit den zur Verfügung stehenden Messkanälen war somit die Untersuchung an 14 Messpunkten an der Oberfläche der Modelle möglich. Die Position der einzelnen Rosetten wurde durch Voruntersuchungen im IBA-Heiligenstadt eingegrenzt, so dass jeweils 4 Rosetten am proximalen Femurende ($z = -190 \dots -250 \text{ mm}$) medial und gegenüberliegend lateral verteilt wurden sowie jeweils 3 Rosetten im Bereich des distalen Prothesenendes ($z = -110 \dots -150 \text{ mm}$) ebenfalls medial und gegenüberliegend distal appliziert wurden. Die genauen medialen Positionen zeigt Abb. 46 am Beispiel von Modell 8. Die Orientierung der Rosetten erfolgte zur besseren Vergleichbarkeit mit FEM entsprechend der modellbezogenen z-Achse.

Da für den verwendeten Modellwerkstoff keine selbstkompensierenden DMS verfügbar waren, musste entsprechend der zur Verfügung stehenden Gerätetechnik für jeweils 3 Rosetten eine Temperaturkompensation realisiert werden. Die entsprechenden Kompensations-DMS auf dem Vergleichskörper sind in Abb. 47 links neben dem Modell zu erkennen und entsprechen in Bauform und Eigenschaften den Messrosetten.

Dem stark zeitabhängigen mechanischen Verhalten des Modellwerkstoffes wurde durch eine relativ lange statische Belastung Rechnung getragen. Mittels Vergleichskörper unter definierter Vierpunkt-Biegebelastung wurden parallel zu den Dehnungsweiten an den Modellen, die der Belastungszeit entsprechenden mechanischen Kennwerte ermittelt. Diese sind für die FEM-Berechnungen notwendig und wurden in Anlehnung an E-Modul und Querkontraktionszahl aus den Referenzdehnungsweiten der Vergleichskörper berechnet.

Abb. 46: Femmodell 8 mit medial applizierten DMS-Rosetten

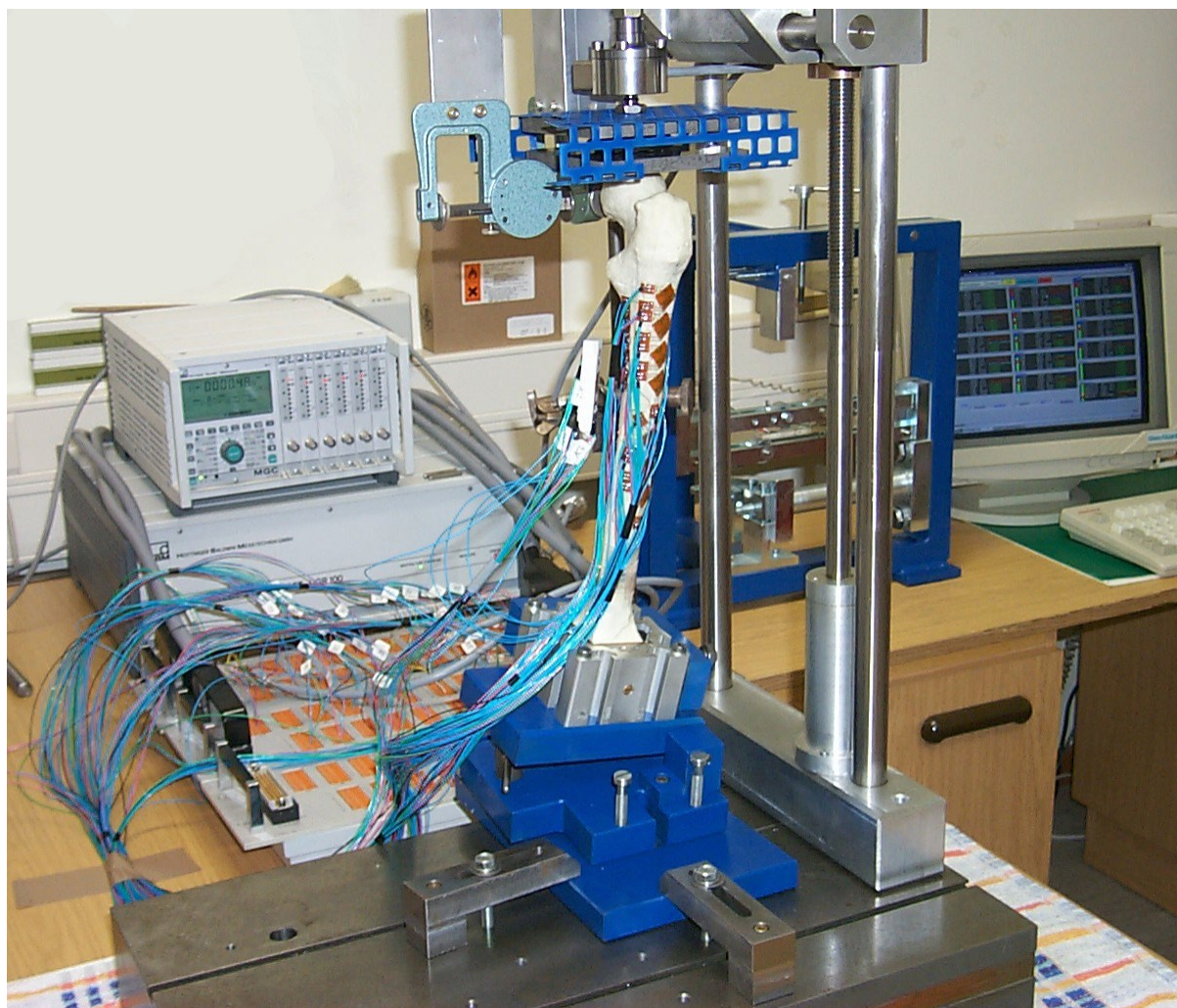


Abb. 47: DMS-Versuchsstand mit Belastungseinrichtung

5.2.3 Messergebnisse

5.2.3.1 Homogene Femurmodelle

Die Tabellen 2-4 stellen die Messergebnisse tabellarisch für die drei homogenen Femurmodelle dar. Man erkennt anhand der Einzeldehnungen (a ,b ,c), dass die gewählten Abstände und die Anzahl der DMS ausreichend sind, da kaum Extremwerte auftreten, die eine nähere lokale Bestimmung erforderlich machen. Die maximalen Dehnungswerte unterscheiden sich zwischen den Modellen sehr stark. Dieses ist im wesentlichen auf die unterschiedlichen Modellgeometrien zurückzuführen. Trotz dieser Geometrieunterschiede werden bei allen Modellen die maximalen Dehnungen im unteren proximalen Bereich gemessen. Die distal applizierten DMS zeigen übereinstimmend jeweils die geringsten Dehnungen.

Aus den drei Dehnungswerten (a,b,c) jeder DMS-Rosette lassen sich, unter Vernachlässigung innerhalb der Messfläche auftretender Dehnungsgradienten, die Hauptdehnungen und deren Orientierung berechnen.

	DMS	-Z	Dehnung a	Dehnung b	Dehnung c	Winkel	Haupt- spanmmg s1	Haupt- spanmmg s2	Haupt- dehntmg e1	Haupt- dehntmg e2
		mm	mm/m	mm/m	mm/m	°	MPa	MPa	mm/m	mm/m
l a t e r a l	1	110	-190,68	473,56	287,27	59,67	0,8984	-0,5546	536,10	-439,51
	2	130	462,42	696,72	-20,62	31,54	1,5810	-0,0085	754,51	-312,70
	3	150	935,53	681,08	-243,92	14,81	2,2412	0,2205	1024,18	-332,57
	4	190	1756,77	681,60	-628,90	2,82	3,7924	0,2220	1762,56	-634,69
	5	210	1695,04	548,06	-630,71	0,39	3,6262	0,1620	1695,14	-630,82
	6	230	1402,30	379,29	-519,37	-1,85	3,0053	0,1373	1404,30	-521,38
	7	250	931,50	255,20	-331,83	-2,02	2,0103	0,1241	933,07	-333,40
m e d i a l	8	110	-218,96	526,89	-156,24	46,26	0,3974	-1,7329	527,57	-902,78
	9	130	-998,11	290,25	197,79	65,45	-0,0640	-2,7846	513,19	-1313,50
	10	150	-1709,48	-56,65	486,61	76,60	-0,3440	-4,0086	618,81	-1841,67
	11	190	-2758,16	-559,55	1023,33	85,38	-0,2343	-5,9405	1048,23	-2783,06
	12	210	-3160,37	-577,98	1014,97	83,33	-0,6227	-7,0135	1072,79	-3218,18
	13	230	-2019,59	-428,78	821,32	86,58	-0,0018	-4,2633	831,50	-2029,77
	14	250	-1708,50	-295,98	583,67	83,46	-0,2494	-3,7543	614,23	-1739,07

Tabelle2: Messweite für Modell Nr.6-homogen ("E-Modul": 2100MPa \pm 1 00MPa; "POISSON-Zahl": 0,41 \pm 0,01; Belastmg: 495 N \pm 5 N [-10° tun y; -9° tun x]; Kopfauslenktmg: x:0,8 mm y:-14 mm)

	DMS	-Z	Dehntmg a	Dehnung b	Dehnung c	Winkel	Haupt- spanmmg s1	Haupt- spanmmg s2	Haupt- dehntmg e1	Haupt- dehntmg e2
		mm	mm/m	mm/m	mm/m	°	MPa	MPa	mm/m	mm/m
l a t e r a l	1	110	689,57	737,26	-24,83	24,31	1,9872	0,3788	872,30	-207,57
	2	130	1978,68	1342,18	-448,65	12,72	4,7245	0,7214	2108,92	-578,89
	3	150	2689,67	1931,61	-594,39	14,15	6,5063	0,9515	2912,49	-817,21
	4	190	3631,99	2867,30	-932,82	16,81	8,8859	0,7213	4090,54	-1391,36
	5	210	4670,55	2355,97	-815,69	4,44	10,9954	2,7253	4703,82	-848,97
	6	230	4648,66	3333,88	-568,68	13,19	11,5979	2,9241	4951,92	-871,94
	7	250	3883,22	1548,68	253,40	-7,99	10,1735	4,5501	3956,15	180,48
m e d i a l	8	110	-2480,29	-116,16	843,37	78,54	-0,2261	-5,6002	985,68	-2622,60
	9	130	-2671,42	-62,27	935,93	77,97	-0,1466	-6,0306	1107,61	-2843,10
	10	150	-3448,09	-73,67	1219,00	77,98	-0,1615	-7,7726	1440,62	-3669,71
	11	190	-4701,87	331,42	1576,63	74,45	-0,1013	-11,0224	2103,75	-5228,99
	12	210	-5672,89	197,09	1838,76	75,31	-0,4043	-13,2426	2392,91	-6227,04
	13	230	-4333,16	-226,92	1480,86	78,79	-0,3926	-9,7597	1718,50	-4570,80
	14	250	-6351,95	586,51	-249,38	64,07	-4,3881	-19,1081	1641,05	-8242,37

Tabelle 3: Messweite für Modell Nr.8-homogen ("E-Modul": 2100MPa \pm 1 00MPa; "POISSON-Zahl": 0,41 \pm 0,01; Belastmg: 475 N \pm 5 N [-10° tun y; -9° um x]; Kopfauslenktmg: x:-2,7mm y:-7,7mm)

	DMS	-Z	Dehmmg a	Dehmmg b	Dehmmg c	Winkel	Haupt- spannungs 1	Haupt- spannung s2	Haupt- dehnung e1	Haupt- dehnung e2
		mm	mm/m	mm/m	mm/m	°	MPa	MPa	mm/m	mm/m
l a t e r a l	1	110	428,29	323,61	-115,92	15,80	1,0317	0,0801	475,67	-163,36
	2	130	762,11	355,13	-242,70	5,38	1,6860	0,1627	771,09	-251,68
	3	150	835,43	380,40	-336,38	6,30	1,7823	-0,0060	849,87	-350,82
	4	190	1021,91	327,10	-422,56	1,09	2,1431	-0,0098	1022,43	-423,08
	5	210	1250,32	379,02	-465,39	-0,45	2,6747	0,1191	1250,43	-465,49
	6	230	1044,45	286,84	-346,93	-2,54	2,2816	0,2011	1047,20	-349,68
	7	250	739,51	127,07	-284,33	-5,55	1,5871	0,0331	749,29	-294,11
m e d i a l	8	110	-559,37	204,83	140,80	65,11	0,0627	-1,5525	332,98	-751,55
	9	130	-881,22	4,15	303,86	76,85	-0,0431	-2,0119	372,27	-949,63
	10	150	-1056,51	-100,90	400,48	81,34	-0,0310	-2,3040	435,06	-1091,09
	11	190	-1703,12	-452,21	632,41	87,96	-0,1619	-3,6491	635,36	-1706,08
	12	210	-1625,90	-442,53	625,33	88,53	-0,1020	-3,4593	626,81	-1627,38
	13	230	-1738,05	-434,08	545,88	85,96	-0,4038	-3,8395	557,31	-1749,48
	14	250	-1382,61	-384,27	528,28	88,71	-0,0960	-2,9448	529,25	-1383,57

Tabelle 4: Messwerte für ModellNr.15-homogen("E-Modul": 2100MPa ± 100MPa; "POISSON-Zahl": 0,41± 0,01; Belastung: 515 N ± 5 N [-10° um y; -9° um x]; Kopfauslenkung: x:-1,0mm y:-6,2mm)

Aus dem zweiachsigen Spannungszustand an den Messstellen der DMS kann man nach dem Hookeschen Gesetz die Hauptspannungen σ'_1 und σ'_2 aus den Hauptdehnungen berechnen:

$$\sigma'_1 = \frac{E}{1-\nu} \left(\epsilon'_1 + \nu \epsilon'_2 \right) \quad (16)$$

$$\sigma'_2 = \frac{E}{1-\nu} \left(\epsilon'_2 + \nu \epsilon'_1 \right) \quad (17)$$

Zur Anwendung von Gl. (16) und Gl. (17) wurden die mechanischen Kennwerte des Modellmaterials zum Zeitpunkt der Dehnungsmessung (entsprechend Belastungsdauer) experimentell ermittelt und als E-Modul und Poisson-Zahl eingesetzt. Die Hauptdehnungen und ihre zugehörige Orientierung sind in den Abbildungen 48-50 graphisch dargestellt.

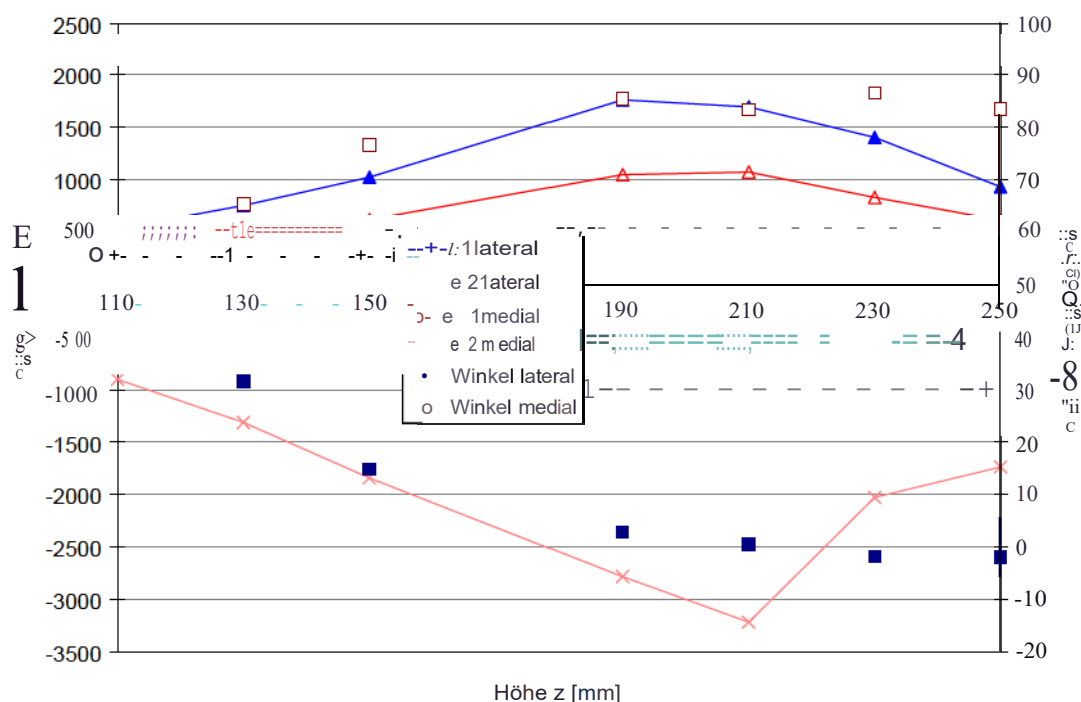
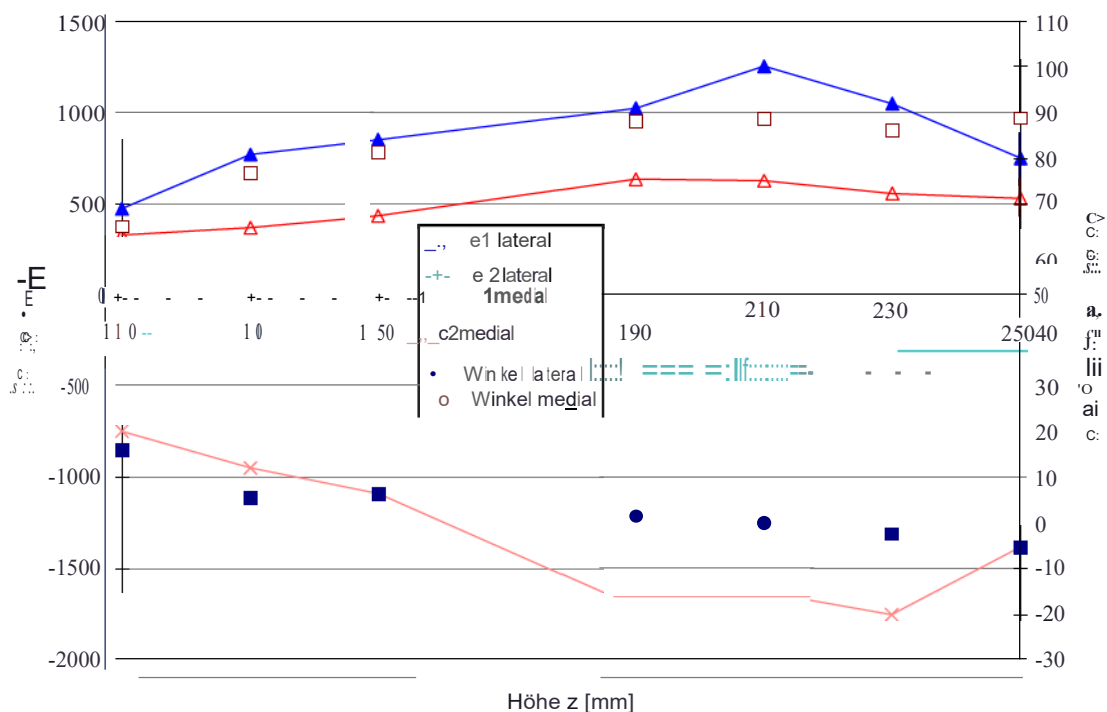
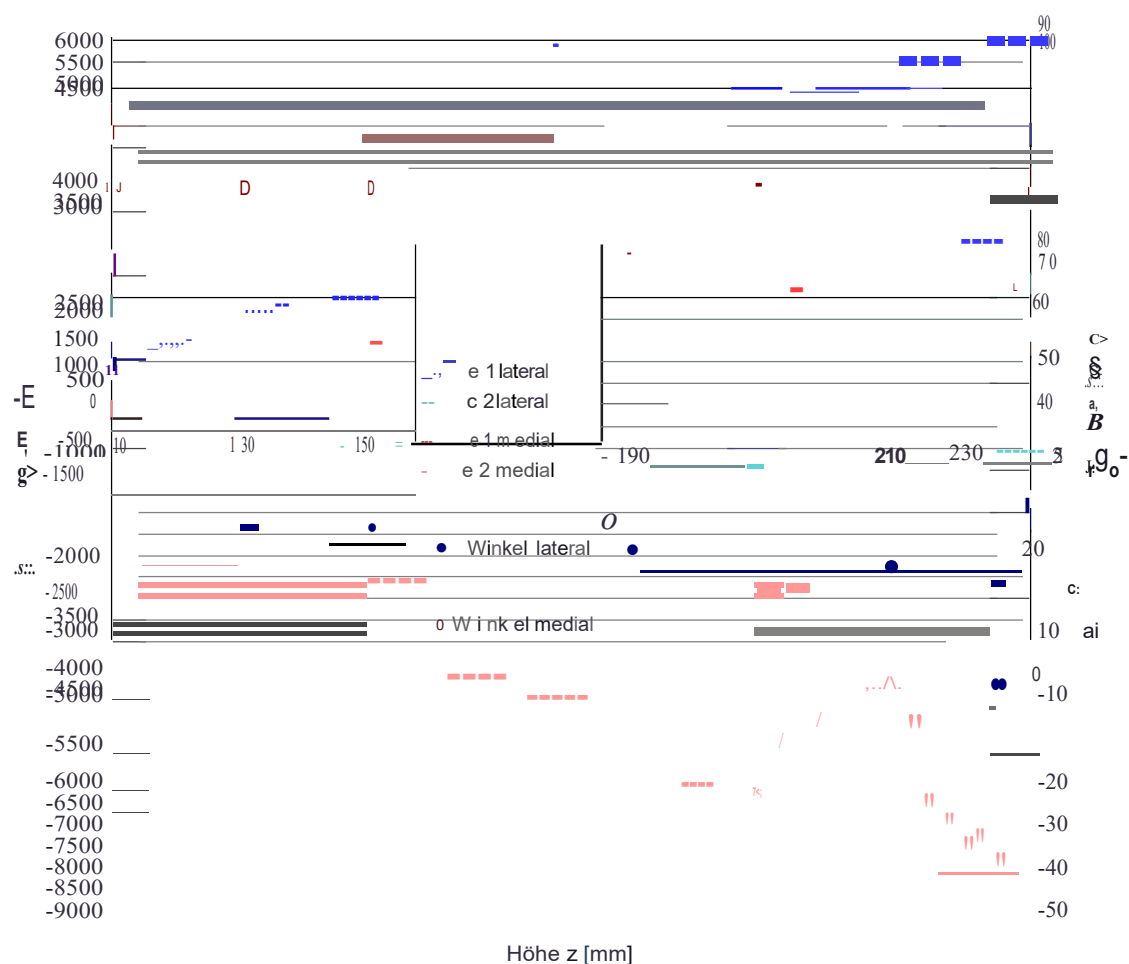


Abb. 48: Hauptdehnungen an Modell 6 ohne Prothese



Der dargestellte Winkel entspricht dabei der Richtung der jeweils größeren Hauptdehnung bezüglich der z-Koordinate. (Der dargestellte mediale Winkel ist nicht der betragsmäßig größeren Druckdehnung c_2 sondern ebenfalls der größeren Hauptdehnung c_1 (Zugdehnung) zugeordnet.)

Vergleicht man die Verläufe und Größen von c_1 mit σ_1 lateral sowie c_2 mit σ_2 medial, zeigt sich, dass diese Dehnungen überwiegend Resultat des Querdehnungsverhaltens sind. Hier gilt:

$$\sigma_1 \approx 0 \Leftrightarrow \varepsilon_1 \approx -\nu \varepsilon_2 \text{ bzw. } \sigma_2 \approx 0 \Leftrightarrow \varepsilon_2 \approx -\nu \varepsilon_1 \quad (18)$$

Bei Verschwinden der zweiten Hauptspannung liegt somit ein eindimensionaler Spannungszustand vor, der den in der Literatur [33,80] beschriebenen Biegebelastungszustand widerspiegelt. Markante zweidimensionale Spannungszustände ergeben sich danach im proximalen Bereich von Modell 8 sowie beim Vergleich der Hauptspannungsbeträge im distalen Bereich von Modell 6. Ein über die quantitative Einschätzung der Hauptdehnungs- und Hauptspannungsverläufe hinausgehender quantitativer Vergleich der 3 Femmmodelle untereinander ist auf Gmnd ihrer starken Geometrieunterschiede nicht möglich.

5.2.3.2 Femmmodelle mit HTEP

Die Tabellen 5-7 stellen die Messergebnisse für die drei Femmmodelle mit Prothese dar. Die mit Einzel-DMS der Rosetten gemessenen Dehnungen zeigen übereinstimmend markante Unterschiede zwischen den jeweiligen Dehnungsweiten im proximalen und distalen Bereich, der hier annähernd dem Prothesenende entspricht. Die jeweils homogenen Verläufe zeigen trotz großer Messwertdifferenzen keine Ausreißerwerte. Die maximalen Dehnungswerte unterscheiden sich im Gegensatz zu den homogenen Modellen untereinander weniger stark. An den Modellen mit linker Femurgeometrie (Nr. 6 und 15) treten die maximalen Belastungen jeweils distal auf, während an Modell 8 bereits im proximalen Bereich relativ große Dehnungen gemessen wurden. Die im proximalen Bereich der Modelle 6 und 15 gemessenen Dehnungen nehmen dabei sehr kleine Werte an, so dass kleinere Messfehler zu relativ starken Abweichungen für die aus diesen Werten berechneten Hauptdehnungen, Hauptspannungen und Hauptspannungswinkeln führen können.

	DMS	-Z	Dehnung a	Dehnung b	Dehnung c	Winkel	Haupt- spannung s1	Haupt- spannung s2	Haupt- dehnung e1	Haupt- dehnung e2
		mm	mm/m	mm/m	mm/m	°	MPa	MPa	mm/m	mm/m
l a t e r a l	1	110	-1522,82	-161,93	740,25	4,27	0,4486	-3,8397	763,26	-1545,84
	2	130	-300,00	-166,94	212,15	102,84	0,3373	-0,7179	240,17	-328,01
	3	150	-28,10	65,89	54,50	63,97	0,1815	-0,0671	80,15	-53,75
	4	190	158,26	111,94	11,69	10,11	0,5132	0,2232	163,06	6,89
	5	210	137,51	105,71	21,41	12,17	0,4626	0,2260	143,17	15,75
	6	230	122,43	67,89	27,26	-4,16	0,4136	0,2350	122,94	26,75
	7	250	63,41	20,16	7,24	-14,19	0,2124	0,0938	67,24	3,40
m e d i a l	8	110	674,87	909,96	-398,60	27,59	2,3445	-1,1473	1078,24	-801,97
	9	130	-278,13	525,57	-254,25	45,43	0,3171	-2,6241	525,66	-1058,04
	10	150	-204,44	150,17	-1,74	55,90	0,0599	-0,9533	169,69	-375,87
	11	190	-33,17	47,31	-3,70	51,31	0,0452	-0,2050	48,94	-85,81
	12	210	-30,25	42,19	-3,97	51,25	0,0387	-0,1869	43,63	-77,85
	13	230	-33,96	41,68	6,63	55,07	0,0503	-0,1687	45,29	-72,62
	14	250	-2,10	71,71	27,88	52,15	0,1686	-0,0569	73,59	-47,81

Tabelle 5: Messwerte für Modell Nr. 6 mit Prothese GSS6 Kugelgröße M - Dmr. 32mm
 ("E-Modul": 2600MPa ± 100MPa; "POISSON-Zahl": 0,40 ± 0,01;
 Belastung: 400 N ± 5 N [-10° um y; -9° um x]; Kopfauslenkung x: -2,5mm y: +10,7mm)

	DMS	-Z	Dehnung a	Dehnung b	Dehnung c	Winkel	Haupt- spannung s1	Haupt- spannung s2	Haupt- dehnung e1	Haupt- dehnung e2
		mm	mm/m	mm/m	mm/m	°	MPa	MPa	mm/m	mm/m
l a t e r a l	1	110	-902,98	-154,36	468,29	87,38	0,2519	-1,7991	471,17	-905,86
	2	130	-283,26	52,23	206,64	79,86	0,2526	-0,5253	222,84	-299,46
	3	150	444,97	508,56	179,36	27,96	1,4642	0,7580	549,25	75,09
	4	190	490,25	422,69	-100,53	18,82	1,2492	0,1380	567,90	-178,18
	5	210	691,03	311,06	-128,92	2,09	1,6126	0,3881	692,12	-130,01
	6	230	583,87	222,20	-157,59	0,70	1,3110	0,2063	583,98	-157,70
	7	250	331,70	-23,50	-123,17	-14,66	0,7596	-0,0174	365,13	-156,60
m e d i a l	8	110	-440,64	105,96	92,76	66,81	-0,0433	-1,1949	21,268	-560,56
	9	130	-793,40	83,82	236,81	72,45	-0,0528	-1,9283	351,36	-907,94
	10	150	-1247,81	45,72	416,46	75,50	-0,0624	-2,8966	535,82	-1367,17
	11	190	-974,33	-14,05	288,32	76,24	-0,1606	-2,2811	368,88	-1054,89
	12	210	-856,78	-65,34	190,40	76,45	-0,3100	-2,0618	254,94	-921,31
	13	230	-545,88	-81,04	91,84	77,70	-0,2857	-1,3303	123,67	-577,71
	14	250	-324,51	26,27	76,29	71,55	-0,0686	-0,8149	126,44	-374,66

Tabelle 6: Messwerte für Modell Nr. 8 mit Prothese GSS3 Kugelgröße M - Dmr. 32mm

("E-Modul": 2100MPa \pm 1 OOMPa ; "POISSON-Zahl": 0,41 \pm 0,01;Knochenzement: "E-Modul"=2530MPa \pm 1 OOMPa;Belastung: 525 N \pm 5 N [-10° tun y; -9° um x]; Kopfauslenkung: x: +1,4mm y: -7,3mm)

	DMS	-Z	Dehnung a	Dehnung b	Dehnung c	Winkel	Haupt- spannung s1	Haupt- spannung s2	Haupt- dehnung e1	Haupt- dehnung e2
		mm	mm/m	mm/m	mm/m	°	MPa	MPa	mm/m	mm/m
l a t e r a l	1	110	-740,32	319,44	350,07	68,33	0,5467	-2,2378	554,55	-944,81
	2	130	-409,51	359,77	260,65	63,83	0,6960	-1,3411	474,03	-622,89
	3	150	-248,52	209,77	213,40	67,73	0,5258	-0,6779	306,51	-341,63
	4	190	-11,67	56,68	52,43	65,72	0,1782	-0,0016	68,80	-28,05
	5	210	147,37	108,89	-7,02	13,32	0,4645	0,1437	156,53	-16,18
	6	230	191,09	88,29	-28,09	1,77	0,5571	0,1492	191,30	-28,30
	7	250	146,74	35,24	-8,27	-11,84	0,4572	0,1428	153,87	-15,40
m e d i a l	8	110	1396,97	1096,57	-700,92	17,76	3,9013	-0,8851	1636,67	-940,62
	9	130	967,70	913,55	-468,31	21,38	2,8981	-0,7340	1227,57	-728,17
	10	150	485,11	685,22	-241,10	28,60	1,7732	-0,7158	792,13	-548,12
	11	190	-59,90	327,45	-53,56	45,24	0,4677	-0,9593	327,46	-440,92
	12	210	-79,23	170,29	-45,32	47,08	0,1632	-0,7029	170,90	-295,45
	13	230	-114,13	113,95	-3,61	53,87	0,0819	-0,5921	122,57	-240,32
	14	250	-171,00	81,28	17,20	60,37	0,0086	-0,6751	107,15	-260,96

Tabelle 7: Messwerte für Modell Nr. 15 mit Prothese GSS4 Kugelgröße M - Dmr. 32mm

("E-Modul": 2600 MPa \pm 100 MPa; "POISSON-Zahl": 0,40 \pm 0,01;Belastung: 455 N \pm 5 N [-10° tun y; -9° um x]; Kopfauslenkung: x: 3,3mm y: -15,8mm)

Die in den Abbildungen 51-53 dargestellten Verläufe der Hauptdehnungen zeigen ebenfalls eine starke Ähnlichkeit für die Modelle 6 und 15. Dabei ergeben sich jeweils im proximalen Bereich deutlich geringere Dehnungswerte, die nach distal stark zunehmen. Ein exakter quantitativer Vergleich mit den homogenen Femurmodellen ist durch die Implantation der Prothesen nicht möglich, da durch die veränderte Lage von Prothesenkopf und Femurkopf erhebliche Abweichungen der Belastung entstanden sind. Der durch die Prothese bewirkte

Versteifungseffekt ist jedoch an den Größenordnungen der Hauptdehnungen deutlich zu erkennen. Das Fehlen dieser Versteifung im distalen Bereich führt bei den Modellen 6 und 15 zu deutlich größeren Hauptdehnungen (bis zu dreimal größer als im homogenen Modell) und einer Veränderung der Orientierung der Hauptdehnungen.

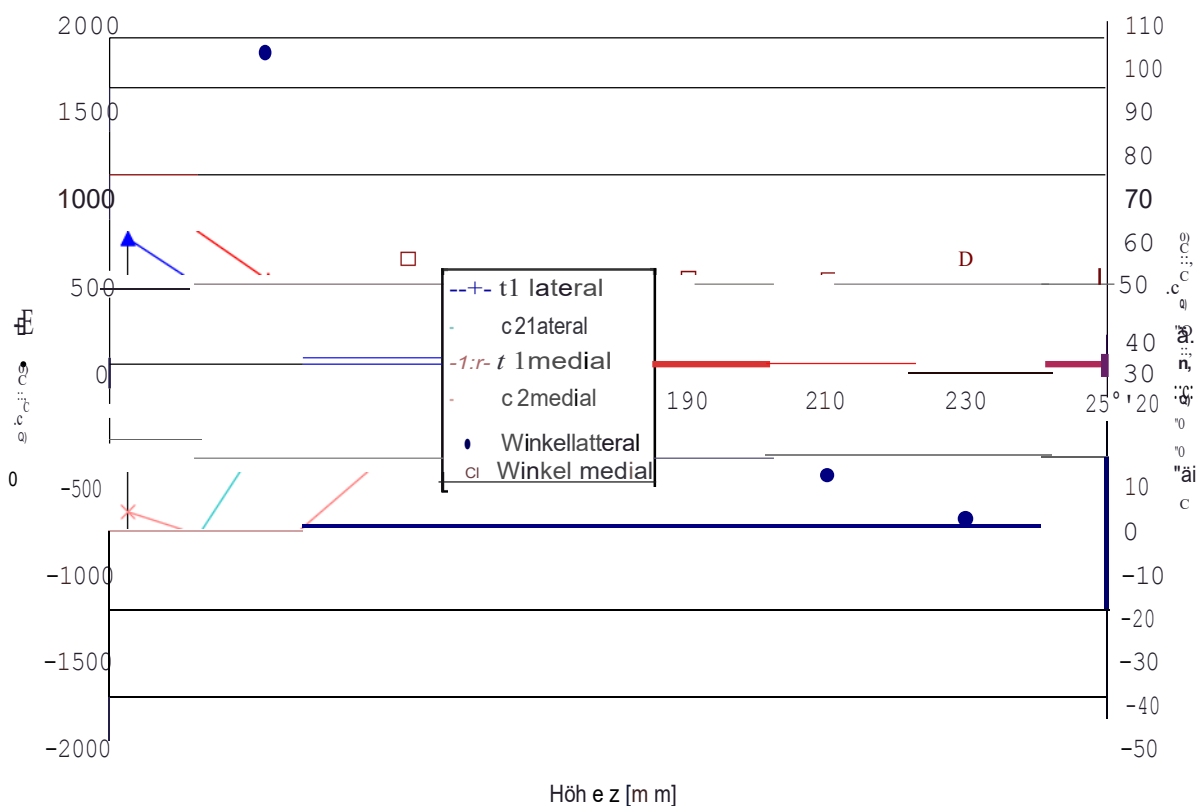


Abb. 51: Hauptdehnungen an Modell 6 mit Prothese

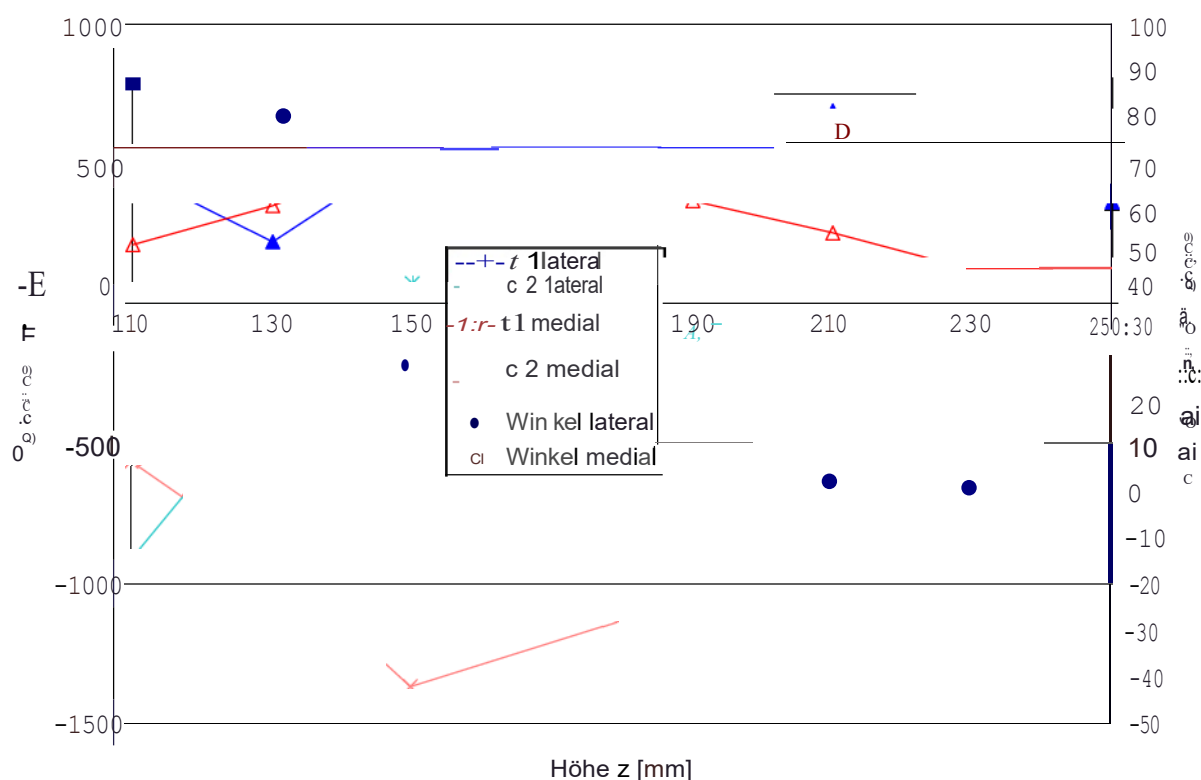


Abb. 52: Hauptdehnungen an Modell 8 mit Prothese

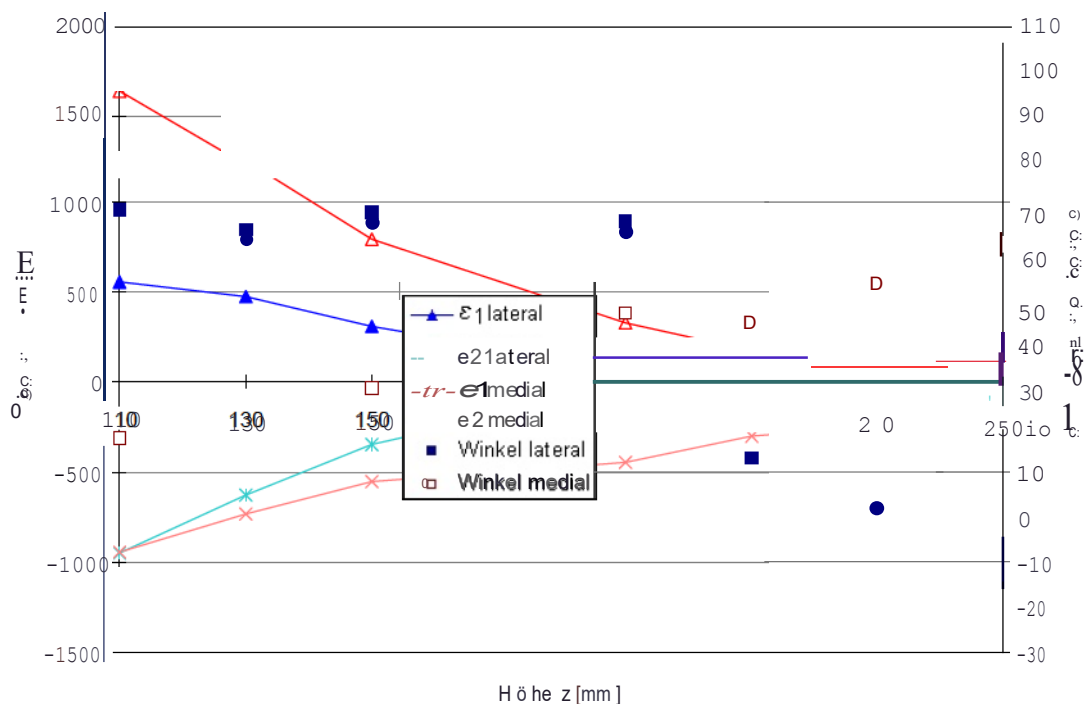


Abb. 5.3 : Hauptdehnungen an Modell 15 mit Prothese

Das rechte Femmodell 8 (Abb. 52) zeigt deutlich andere Hauptdehnungsverläufe. Lateral ergibt sich im distalen Bereich eine Vorzeichenumkehr der Hauptdehnung c_2 sowie ein diskontinuierlicher Verlauf der Hauptdehnung c_1 . Diese müssen jedoch in Zusammenhang mit der Orientierung der Hauptdehnungen gesehen werden. Der Versteifungseffekt im proximalen Bereich zeigt sich bei Modell 8 nur beim Vergleich der Dehnungsweite mit denen des homogenen Modells. Die maximalen Hauptdehnungen sinken dabei von 4951,92 auf 692,12 μ .

Die Orientierung der Hauptdehnungen zeigt durch ihren Verlauf eine deutliche Abweichung vom Biegespannungszustand der homogenen Modelle.

Während der mediale Hauptspannungswinkel bei allen drei Modellen übereinstimmend von ca. 60° proximal auf ca. 20° distal dreht, nimmt der laterale Winkel von proximal ca. -12° auf ca. 70° zu. Dieses „Abdrehen“ zeigt, dass eine Erklärung des Spannungszustandes analog dem der homogenen Modelle nicht angeraten ist. Neben der Inhomogenität der Modelle durch die jeweils einzementierten Prothesen, die sich versteifend auswirkt, treten durch die unterschiedlichen mechanischen Kennwerte der Komponenten Prothese, Knochenzement und Femmodell die in Punkt 5.1 beschriebenen Ringspannungen im Femmodell auf. Diese treten besonders anschaulich im proximalen lateralen Bereich der Modelle 6 und 15 hervor. Hier nehmen die betragsmäßig kleineren Hauptspannungen, die in Umfangsrichtung orientiert sind, positive Zugspannungsweite an. Die Betrachtung der Hauptspannungswinkel verdeutlicht dabei die Notwendigkeit ihrer Bestimmung und Einbeziehung in die Auswertung, da besonders im distalen Bereich die Dehnungsverläufe in z-Richtung (a-Dehnung) von den Hauptdehnungsverläufen stark abweichen. Da die implantierten Prothesen unterschiedliche Schaftlängen aufweisen und ihre Implantationstiefe von der proximalen Femurgeometrie abhängig ist, sind weitere quantitative Vergleiche der Modelle jedoch kaum möglich.

5.2.4 Vergleich der Messwerte mit FEM-Berechnungen

5.2.4.1 Bedeutung der experimentellen Validierung

Auf die Bedeutung und generellen Probleme von FEM-Berechnungen zur Untersuchungen des Belastungszustandes am Femur nach Implantation künstlicher Hüftgelenke wurde bereits im Punkt 1.4 hingewiesen. Bei der Vielzahl der gegenwärtig in der Literatur veröffentlichten, nicht experimentell validierten FEM-Ergebnissen stellt sich die Frage, inwieweit experimentelle Untersuchungen überhaupt noch notwendig sind.

Vergleicht man die meist gravierenden Unterschiede der numerischen und experimentellen Zahlenwerte [44,45] und die zur Begründung angeführten Ursachen, erscheinen die FEM-Berechnungen zum Teil äußerst fragwürdig, obwohl die Anwendbarkeit der Methode an sich unbestritten ist.

Deshalb wurden für die beim Projektpartner IBA-Heiligenstadt durchgeführten Modellberechnungen die experimentellen Gegebenheiten soweit übernommen, dass eine Validierung der verwendeten Geometriemodelle sowie der Randbedingungen bzgl. Belastung möglich ist.

Ohne den Einfluss etwaiger Materialkennwertunterschiede zwischen numerischem und experimentellem Modell, entfällt dieser in der Literatur oft zitierte, für das Versagen einer experimentellen Validierung verantwortlich gemachte Fehler. Damit kann davon ausgegangen werden, dass Unterschiede zwischen numerischen und experimentellen Messwerten auf Vernachlässigungen bei der Modellierung der Femurgeometrien, der Belastungsbedingungen, den gewählten Elementparametern sowie deren Vernetzung beruhen und deshalb möglichst minimal sein sollten.

5.2.4.2 Vergleich der Hauptdehnungswerte

Die FEM-Berechnungen erfolgten auf Basis von Geometriemodellen, denen der gleiche CT-Datensatz zugrunde lag, wie bei der mechanischen Fertigung der Modellkörper. Damit war eine Übereinstimmung der jeweils verwendeten Femurgeometrien theoretisch gewährleistet.

Die den FEM-Berechnungen zugrunde liegenden Materialeigenschaften entsprechen dabei den jeweils parallel zur DMS-Messung experimentell ermittelten Kennwerten, so dass durch den homogenen Aufbau der Modelle hier keine Abweichungen entstehen. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass der „E-Modul“ des Modellmaterials mit einer Ungenauigkeit von $\pm 100 \text{ MPa}$ ($\pm 5\%$) behaftet ist.

Belastungsgröße und -richtung wurden entsprechend der experimentellen Umsetzung in die FEM-Berechnung übertragen. Da die Orientierung der Einspannquader dem Koordinatensystem des CT-Datensatzes entspricht, war eine einfache Übertragung der Lastwinkel für die FEM-Belastung möglich.

Zur Vergleichbarkeit zwischen DMS- und FEM-Werten wurden vom Projektpartner IBA-Heiligenstadt Bezugslinien an den Modellen vorgegeben, die der medialen und lateralen Seite des Femurs entsprechen und zusammen mit der Höhenangabe die Position der DMS eindeutig festlegen.

Unter diesen Vorgaben sollte eine einfache Gegenüberstellung der Hauptdehnungen an den Vergleichspunkten zur Validierung der homogenen FEM-Femmodelle ausreichen.

Für die Modelle 6 und 15 ist dieser Vergleich in Abb. 54 und Abb. 55 dargestellt.

Da eine Validierung der Werte von Modell 8, in Anbetracht der übermäßig hohen Belastung des Modellmaterials am Einspannquader, zusätzliche Unsicherheiten beinhaltet, wurde auf ihre Darstellung verzichtet.

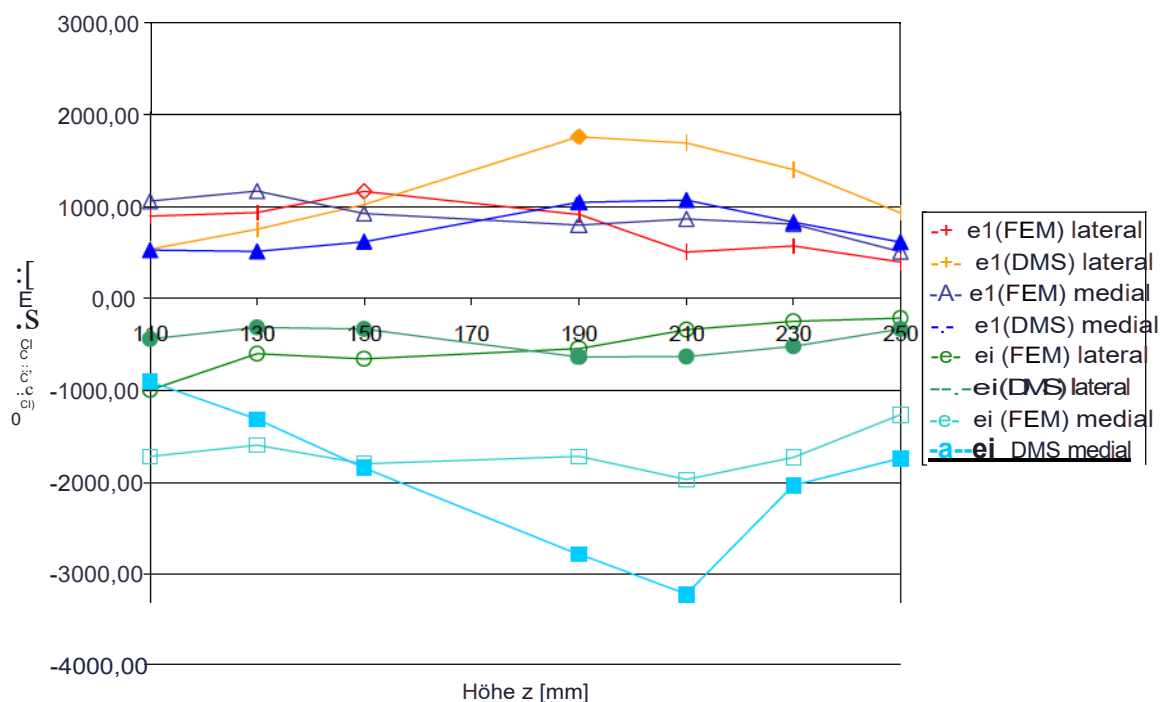


Abb. 54: Vergleich der mittels FEM und DMS ermittelten lateralen und medialen Hauptdehnungen für Modell 6 ohne Prothese

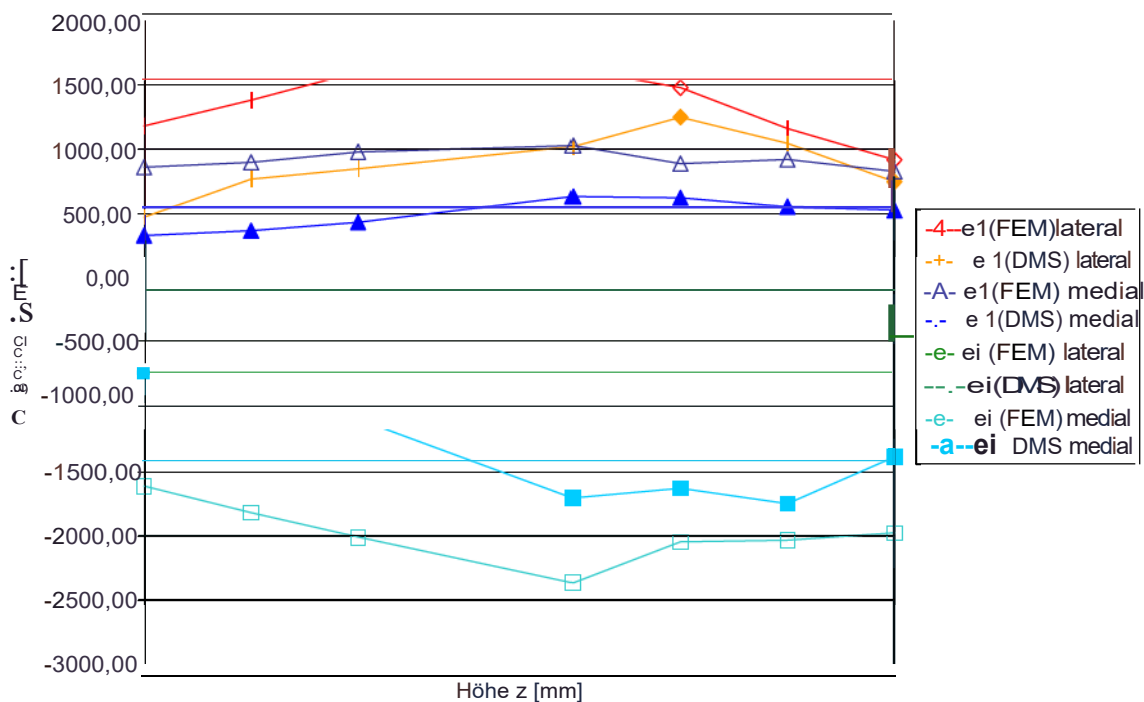


Abb. 55: Vergleich der mittels FEM und DMS ermittelten lateralen und medialen Hauptdehnungen für Modell 15 ohne Prothese

Beide Vergleiche zeigen keine befriedigenden Übereinstimmungen. Aus den Werten für Modell 15 erkennt man, dass alle Hauptdehnungswerte der FEM-Berechnung deutlich über den DMS-Werten liegen. Deshalb war die Vermutung nahe liegend, dass hier Geometrie- bzw. Querschnittsabweichungen der verwendeten Modelle ursächlich sind. Die Überprüfung bestätigte diese Vermutung. Die unterschiedlichen Femurgeometrien resultierten aus voneinander unabhängigen Auswertungen der CT-Daten zur Generierung des FE-Modells und beim Hersteller der Modelle zur Applikation der DMS. Beiden lag ein einheitliches Voxelmodell (Abb. 56) zugrunde, dessen einzelne äußere Kanten unterschiedlich stark abgerundet wurden und so zu Querschnittsabweichungen führten, die die unterschiedlichen Hauptdehnungswerte an Modell 15 erklären. Diese Querschnittsdifferenzen, die sich über die gesamte Modelllänge erstreckten, erklären jedoch nicht die sich kreuzenden Hauptdehnungsverläufe in Abb. 54. Für Modell 6 konnte deshalb mit diesen Werten keine Validität festgestellt werden.



Abb. 56: Voxelmodell für komplettes Femur mit ca. 65000 Elementen

Eine Analyse der FEM-Werte zeigte im Bereich der Vergleichsstellen sehr große Gradienten. Deshalb wurden entsprechend der Messfläche der DMS-Rosetten benachbarte Elemente in die Auswertung einbezogen, um so der nicht exakten Punktmessung durch die Rosetten gerecht zu werden. Die so ermittelten Hauptdehnungswerte, die mit verbesserter FEM-Modellgeometrie (Abb. 58) ermittelt wurden, sind in Abb. 57 den DMS-Weiten gegenübergestellt. Aus dieser Berechnung ergeben sich Verschiebungen des Femurkopfes mit einer sehr guten Übereinstimmung mit den experimentell ermittelten Weiten (Tabelle 8):

	Femmodell mit DMS	FEM-Berechnung
Kopfverschiebung in x-Richtung	0,8mm	1,87 mm
Kopfverschiebung in y-Richtung	-14mm	-13,88 mm

Tabelle 8: Verschiebung des Femurkopfes bei Belastung

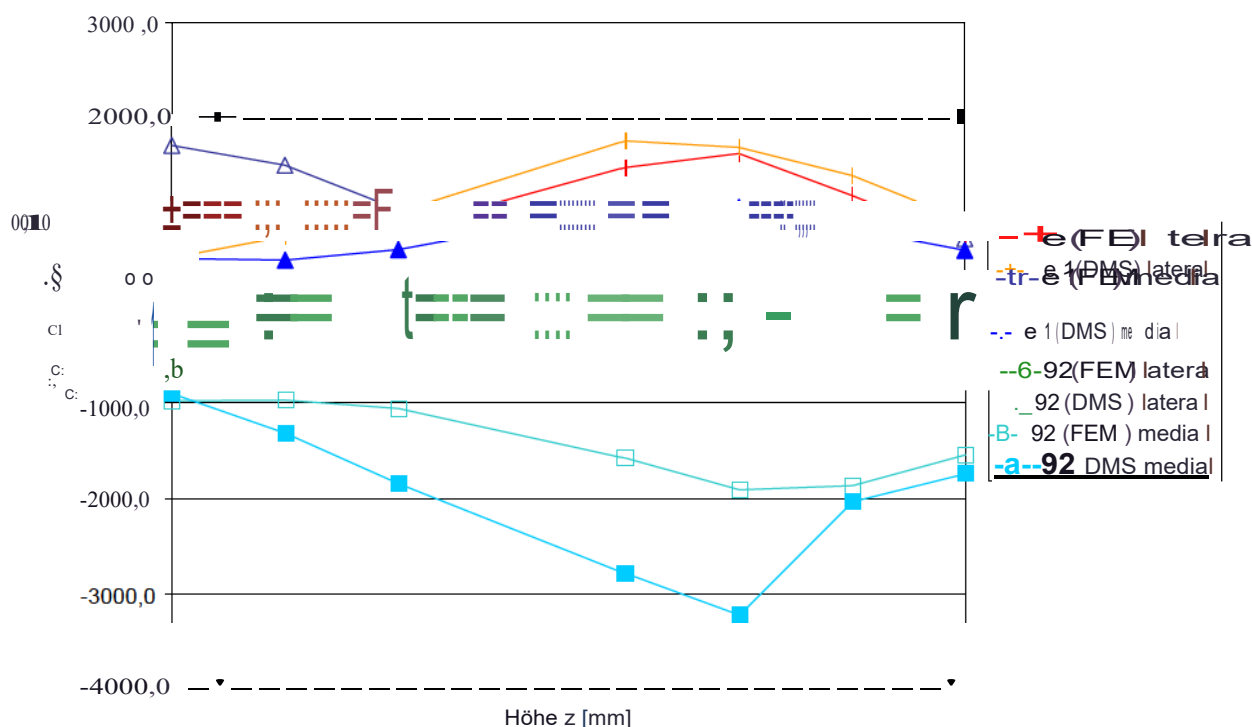
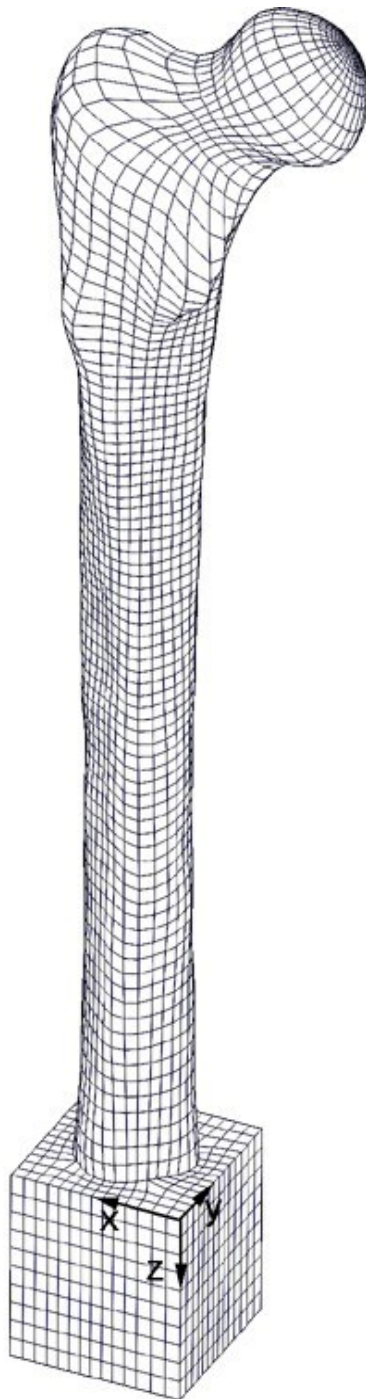


Abb. 57: Vergleich der ermittelten lateralen und medialen Hauptdehnungen für Modell 6 ohne Prothese unter Verwindung eines konfigurierten FEM-Geometriemodells und Berücksichtigung mehrerer Elemente an die Vergleichsstelle

Resultierend aus den Werten in Abb. 57 sind jedoch die nach distal zunehmenden lateralseitigen Abweichungen auffällig. Diese sind im Vergleich zu den Abweichungen an der medialen Seite jedoch sehr gering. Annähernd übereinstimmende Werte sind medial nur für die Vergleichsweite der Höhen 230 mm und 250 mm gegeben. Im übrigen Bereich sind mit Ausnahme der ersten medialen Hauptdehnung im distalen Bereich zwar übereinstimmende Tendenzen zu verzeichnen, die absoluten Abweichungen sind jedoch so groß, dass hier nicht ohne Kenntnis der Ursache Validität festgestellt werden kann.

5.2.4.3 Analyse der Belastungssituation an Modell 6

Zur Untersuchung der Ursache für die unterschiedlichen Hauptdehnungswerte zwischen FEM und DMS ist eine eingehendere Analyse der Belastungssituation und den im Vergleich enthaltenen Annahmen notwendig. Dabei war es naheliegend, in Anbetracht der Verschiebung des Femurkopfes und damit des Kraftangriffspunktes von über 14 mm, zu untersuchen, in wie weit die Verwendung der Theorie erster Ordnung und damit die



Berechnung und Krafteinleitung am unverformten System zulässig ist. Eine Kontrollrechnung unter Annahme der Theorie zweiter Ordnung im IBA-Heiligenstadt erbrachte jedoch nur unwesentlich veränderte Werte und damit keine Erklärung für die medialseitigen Differenzen zwischen FEM und DMS. Dabei zeigte sich jedoch ein wesentlicher Nachteil der in Abb. 58 dargestellten Vernetzung. Im Bereich des Femurkopfes und insbesondere an der Oberseite ist eine sehr geringe Elementdichte vorhanden. Somit ist es nahezu unmöglich, den sich aus dem Belastungswinkel ergebenden Kraftangriffspunkt eindeutig zu bestimmen, bzw. seine Veränderung während der Auslenkung des Femurkopfes nachzuvollziehen. Der hieraus zu erwartende Fehler wurde durch die Verteilung der Belastung auf mehrere Elemente minimiert, was sich jedoch nur für die Bestimmung, jedoch nicht für die Berücksichtigung der Veränderung des Kraftangriffspunktes, positiv auswirkt.

Betrachtet man die Größenordnung der Abweichung zwischen DMS und FEM sollte eine Berechnung nach der elementaren Biegetheorie für das Femur als Biegestab weiteren Aufschluss geben können.

Abb. 58: Vernetzung des FEM-Modells für Femur 6 mit Einspannquader

Dabei setzt sich die auf das Femur wirkende Belastung aus den einzelnen Komponenten der Kraft zusammen. F_z ergibt eine Druckbelastung, während F_x und F_y Biegemomente um die y- bzw. x-Achse zur Folge haben.

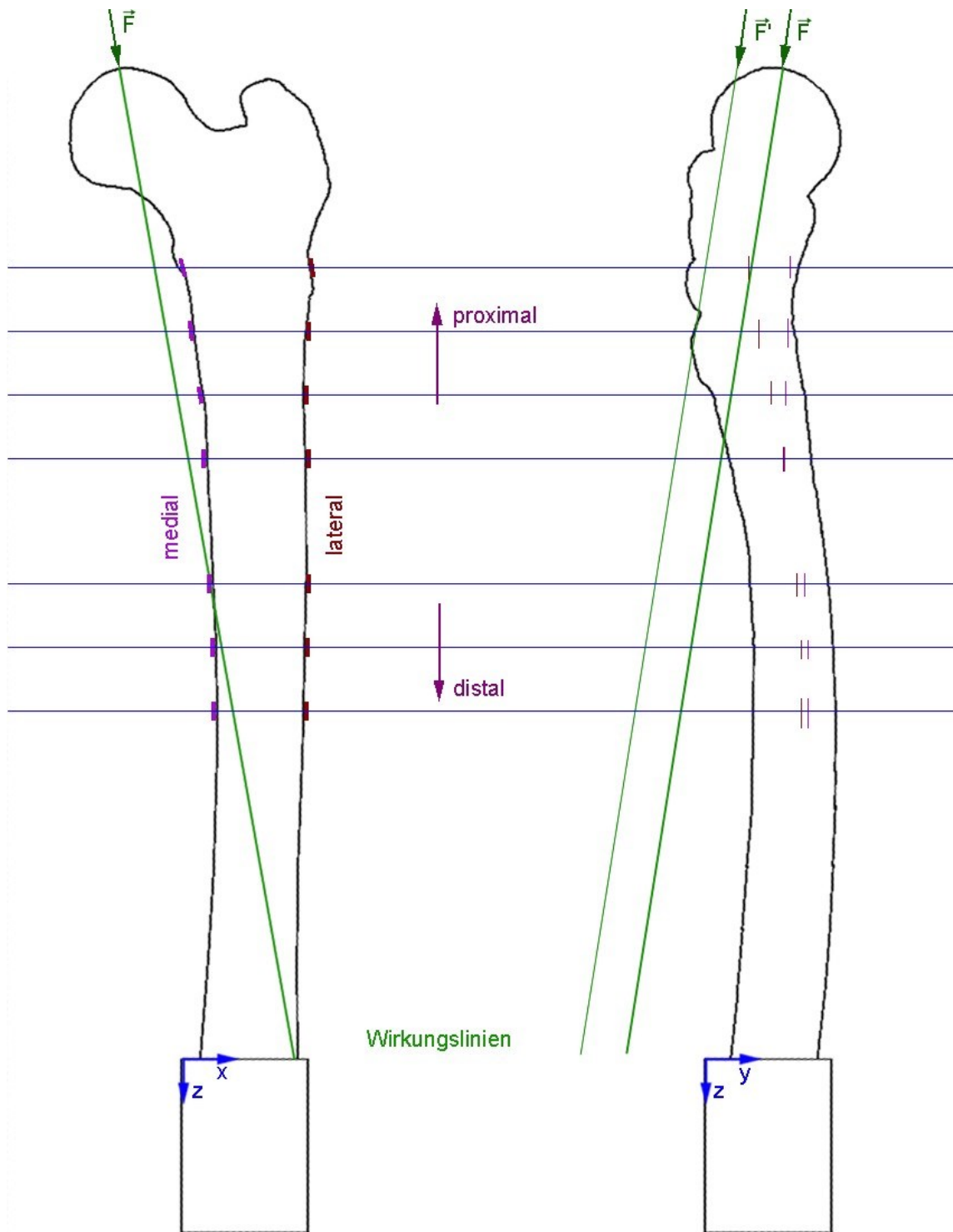


Abb. 59: Femurgeometrie in der x-z-Ebene (links) und y-z-Ebene (rechts) mit Positionen der DMS-Rosetten

Aus Abb. 59 lässt sich anhand der Wirkungslinie der Belastung die Verteilung der Biegemomente über die Modellhöhe abschätzen. Da sich die Beträge der Kraftkomponenten F_x und F_y nur geringfügig unterscheiden, lassen sich die daraus resultierenden

Biegemomentedurch Betrachtung der Hebelaime verglichen. Für den Belastungszustand des Modells bedeutet das:

- Die maximale Biegebeanspruchung tritt an der Einspannstelle auf (M_{Bx}).
- Das Biegemoment um die y-Achse (M_{By}) nimmt von proximal nach distal ab.
- Das Biegemoment um die x-Achse (M_{Bx}) nimmt von proximal nach distal zu (insbesondere bei Berücksichtigung der Femurkopfauslenkung).

Durch die für alle untersuchten Femurmodelle vom Projektpartner IBA-Heiligenstadt einheitlich festgelegten Belastungswinkel und DMS-Positionen ergeben sich an den distalen Vergleichspunkten für die Modellgeometrie 6 besonders ungünstige Spannungsverhältnisse:

Die Biegespannung aus M_{By} ist durch den hier wirkenden Hebelarm sehr gering.

Die im Vergleich deutlich höhere Biegespannung aus M_{Bx} besitzt über die Messfläche der Rosette verteilt einen großen Gradienten.

Die von den Einzel-DMS der Rosette gemessenen Dehnungen resultieren somit aus:

- (1) Druckbelastung, die durch die geringen Querschnittsänderungen gleichmäßig verteilt ist,
- (2) der durch die Oberflächenkrümmung des Femurs nur geringfügig variierenden Biegespannung aus M_{By} und
- (3) der Biegespannung aus M_{Bx} , deren Gradient (abhängig vom Querschnitt) für die untersuchten Belastungsgrößen am distalsten Vergleichspunkt ca. $0,472 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ (bzw. $0,716 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$ bei Berücksichtigung der Kopfauslenkung) beträgt.

Aus dieser Gesamtbelastungssituation (insbesondere aus (3)) ergibt sich das Problem, dass geringe Abweichungen der Vergleichspunkte zwischen FEM und DMS starke Auswirkungen auf die jeweils ermittelbaren Dehnungsweite haben und so zu großen Fehlern führen können. Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse für jeweils fünf (A-E) Dehnungsberechnungen für die Vergleichsstellen bei $z = -110 \text{ mm}$ (medial und lateral). Den Weiten liegt eine Berechnung nach der elementaren Biegetheorie für das Femur als Biegestab zugrunde, bei denen Kopfauslenkung und DMS-Position variiert wurden:

Var. A: alle Einzeldehnungen werden in der Mitte der Rosette angenommen; Auslenkung des Femurkopfes und dadurch verursachte Veränderungen der Biegemomente bleiben unberücksichtigt;

Var. B: alle Einzeldehnungen werden in der Mitte der Rosette angenommen. Auslenkung des Femurkopfes in x- und y-Richtung werden bei Bestimmung der Biegemomente berücksichtigt;

Var. C: alle Einzeldehnungen werden in y-Richtung um -1 mm neben Rosettenmittelpunkt versetzt berechnet; (Femurkopfauslenkung berücksichtigt);

Var. D: alle Einzeldehnungen werden in y-Richtung um $+1 \text{ mm}$ neben Rosettenmittelpunkt versetzt berechnet; (Femurkopfauslenkung berücksichtigt);

Var. E: Einzeldehnung ϵ_A wird entsprechend der Rosettenanordnung in z-Richtung um 2mm vom Rosettenmittelpunkt versetzt berechnet; Einzeldehnung ϵ_c wird entsprechen der Rosettenanordnung in y-Richtung um ± 2 mm vom Rosettenmittelpunkt versetzt berechnet; Einzeldehnung ϵ_s wird entsprechend ϵ_A und ϵ_c berechnet ; (Fem urkopfauslenkung beiücksichtigt);

Var. DMS: Experimentelle Dehnungsweite;

Bei der Beweitung der berechneten Dehnungen ist zu beiücksichtigen, dass die Verschiebungen des Querschnitts im belasteten Zustand und die Oberflächenbümung der DMS nicht in die Berechnungen einfließen. Zusätzlich stellt die Annahme einer Ellipse für den berechneten Querschnitt nur eine Nähernng dar.

	medial						lateral					
Var.	A	B	C	D	E	DMS	A	B	C	D	E	DMS
ϵ_A [10-6]	-866	-548	-865	-231	-507	-219	167	-175	-491	142	-222	-191
ϵ_c [10-6]	189	450	356	543	341	527	-468	560	467	654	667	474
ϵ_J [10-6]	355	225	355	95	-35	-156	-68	72	202	-58	331	287
ϵ_l [10-6]	500	562	609	565	384	527	580	572	558	662	726	536
ϵ_s [10-6]	-1010	-885	-1119	-701	-927	-903	-482	-675	-848	-578	-616	-440
a [o]	72	61	67	52	56	46	-39	51	60	40	57	60

Tabelle 9: Mittels Balkentheorie berechnete Dehnungswerte für Femur 6 (z=-11 Omm)

Aus Tabelle 9 lässt sich sehr gut erkennen, welche Bedeutung die Femurkopfauslenkung auf den Belastungszustand hat (Vgl. Var. A-B). Weiterhin zeigt sich die en01me Wirkung geii nger Abweichungen bezüglich der Mess- bzw. Vergleichsstelle. Diese resultiert insbesondere aus dem Gradienten der Biegespannung aus M_{Bx} , was ein Vergleich von Var. B, Var. C und Var. D verdeutlicht. Dabei treten Einzeldehnungsverändemngen von über 300μ ; auf , die zu Abweichungenvon teilweise über 100% führen.

Allein durch Verändemngen der Rosettenposition ist jedoch keine Erklämnng dafür möglich, wie mediallyseitig in a- und c-Richtung negative Dehnungen gemessen werden konnten. Außerdem bestätigen die berechneten Weite weitestgehend die DMS-Weite. Somit ist der mediallyseitige distale Unterschied zwischen DMS- und FEM-Weiten für c_1 (Abb. 57) auf diese Weise nicht erklärbar.

Deshalb wurde die Rosettengeometrie in die Berechnungen einbezogen, die in Abb. 45 dargestellt ist. Die Mittelpunkte der Einzel-DMS befinden sich dabei um 2 mm vom Zentrum der Rosette entfernt. Entsprechend der oben beschriebenen Auswirkung von Abweichungen des Messpunktes in y-Richtung ist dabei besonders die Position des c-DMS von Bedeutung. Tabelle 9 zeigt, dass die Beiücksichtigung der exakten Positionen der Einzel-DMS bei der Berechnung für den untersuchten Belastungsfall zu guten Übereinstimmungen mit den

Messwerten führt. Sie liefert bei zweidimensionalen Dehnungszuständen auch die Erklärung für das Auftreten von negativen Dehnungen in zueinander orthogonalen Richtungen: In dem Extremfall bei $z=-110$ tritt medialseitig innerhalb der Rosette ein Vorzeichenwechsel der Dehnungen in Richtung der Einzel-DMS a und c auf.

Daraus kann geschlussfolgert werden, dass es durch das Verhältnis der Biegemomente um x und y am distalen Femur nicht ausreicht, die Mittelpunkte der DMS-Rosetten zur Validierung zu verwenden. Durch die extreme Femurgeometrie und die Belastung bedingt, ergibt sich für Modell 6 die Notwendigkeit, die Punkte der Einzel-DMS als Vergleichspunkte heranzuziehen.

Eine absolute lokale Übereinstimmung dieser Vergleichspunkte ist einerseits unbedingt notwendig andererseits jedoch praktisch kaum realisierbar. Hierzu müssten die jeweils ausgewerteten finiten Elemente exakt der Position der Einzel-DMS der Rosetten entsprechen. Diese Forderung ist in Anbetracht des begrenzten Abstandes und der Anordnung der Elemente für komplexe FEM-Verbundmodelle nicht erfüllbar.

Theoretisch wäre es auch möglich mittels besonders kleiner DMS-Rosetten deren Gitter übereinanderliegen den Dehnungsgradienten innerhalb der Messfläche zu reduzieren und die so ermittelten Hauptdehnungen mit einem einzelnen finiten Element zu vergleichen. Die Umsetzung führt jedoch unabhängig von den Schwierigkeiten, die durch das Aufeinanderliegen der Messgitter entstehen, zu anderen Problemen, die im Zusammenhang mit der Auswahl der DMS-Rosetten in Punkt 5.2.2 aufgeführt sind.

Im Ergebnis dieser Diskussion wurde im IBA-Heiligenstadt eine FEM-Berechnung durchgeführt, bei der mittels Anordnung von Stabelementen entsprechend der Rosettengeometrie jeweils nur eindimensionale Dehnungen ermittelt wurden.

Dieses Vorgehen beinhaltet eine Reihe von Vorteilen:

- Geometrische Annäherung der Vergleichspunkte;
- Vergleichbarkeit der Orientierung der Dehnungen;
- Ausgleich von geometrischen Abweichungen durch Vergleich von drei Punkten;

Dem stehen jedoch auch wesentliche Nachteile gegenüber:

Die Richtung, Länge und der Abstand der Stabelemente ist an die Vernetzung des FEM-Modells gebunden. Das bedeutet, dass bei einem Elementabstand von 3 bis 5 mm (siehe Abb. 58) über abweichende Längen gemessen bzw. gerechnet wird. Die Richtung des äußeren Elementnetzes – und damit der Stabelemente - basiert auf einem schichtweisen Aufbau in der x-y-Ebene. Somit ist der Richtungsfehler für die Vergleichspunkte an den c-DMS am geringsten. Entsprechend dem jeweiligen Querschnitt verläuft die Vernetzung jedoch nicht parallel zur z-Achse, so dass hier Richtungsabweichungen von bis zu 10° möglich sind. Dennoch bietet dieses Vorgehen deutlich bessere Voraussetzung zur Validierung, da somit sichergestellt ist, dass jeweils gleiche Dehnungszustände verglichen werden. Abb. 60 und Abb. 61 stellt die so mittels FEM ermittelten Dehnungen den DMS-Werten gegenüber.

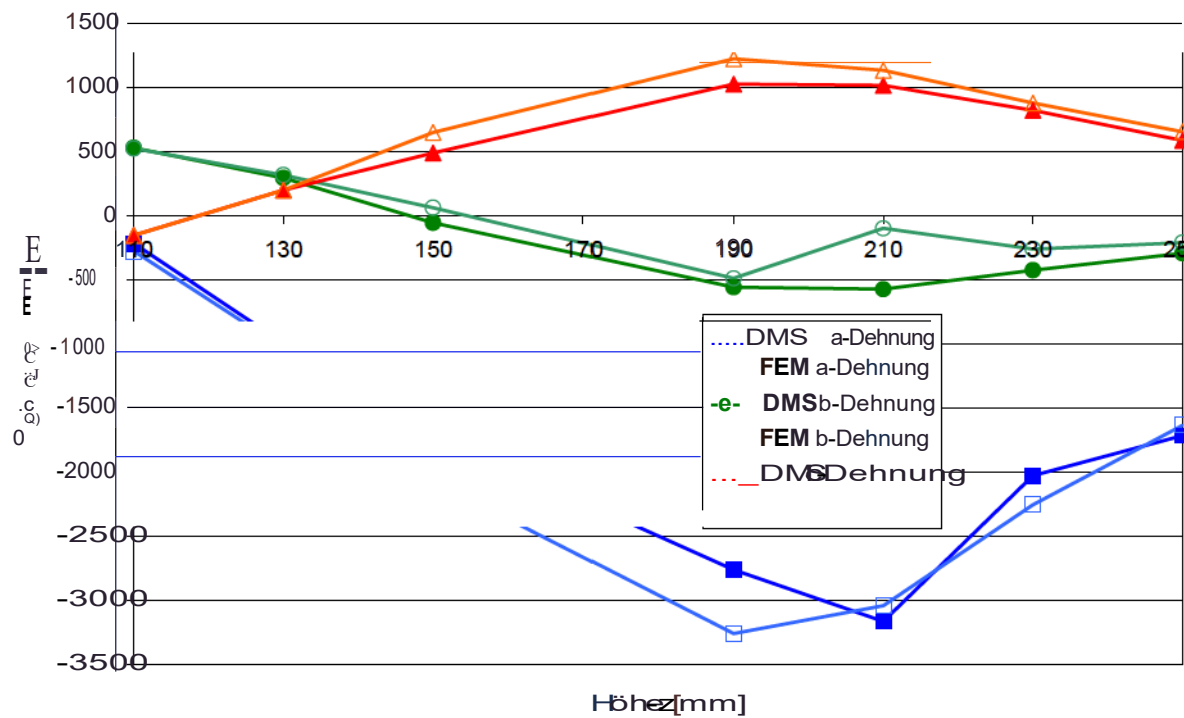


Abb. 60: Graphischer Vergleich von FEM- und DMS-Dehnungswerten an medialen Femur 1 (a, b, c: entsprechen 45° Rosette)

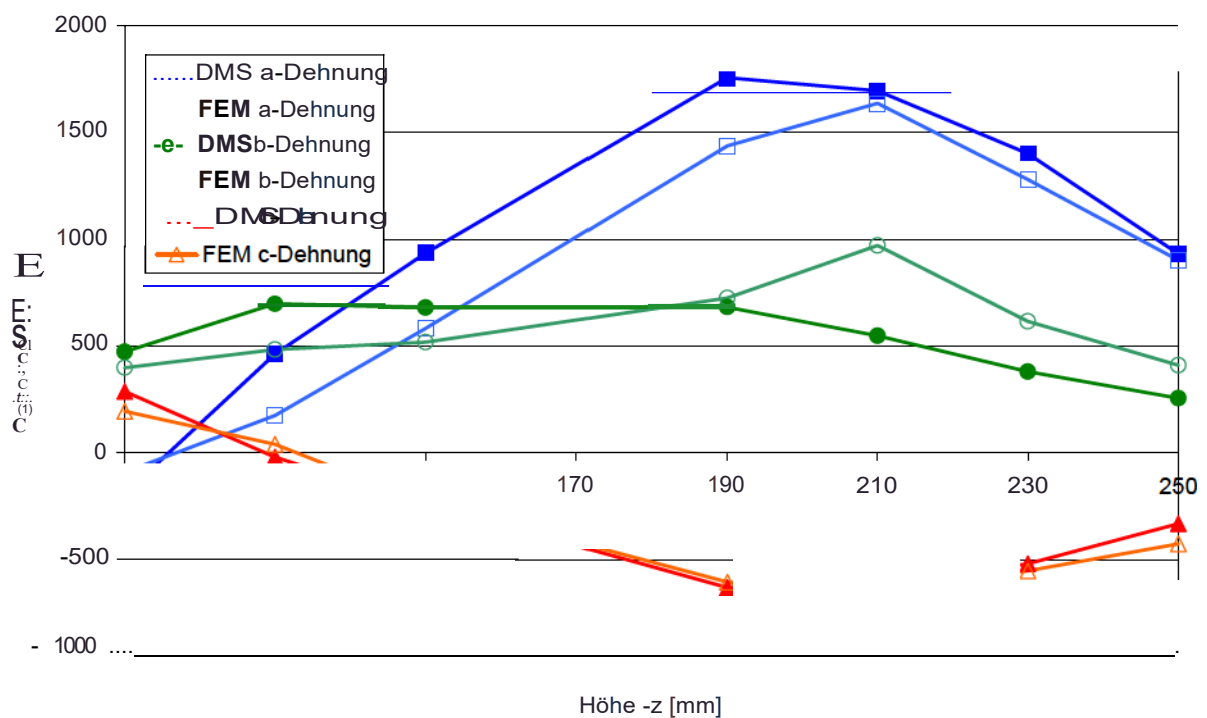


Abb. 61: Graphischer Vergleich von FEM- und DMS-Dehnungswerten an lateralen Femur 6 (a, b, c: entsprechen 45° Rosette)

Teilweise sind nach wie vor relativ große absolute Abweichungen von bis zu 500 μm vorhanden, die insbesondere in a-Richtung auftreten. Sie sind jedoch mit den oben genannten Einschränkungen für die Vergleichbarkeit der Weite zu erklären. Die in c-Richtung (ohne Winkelabweichung) verglichenen Weiten zeigen medial und lateral jeweils die beste Übereinstimmungen.

Die in Abb. 57 dargestellten Differenzen zwischen experimentellen und numerischen Weiten treten in Abb. 60 bzw. Abb. 61 nicht mehr auf. Damit zeigt sich, dass die gewählte Art und Weise bei der Auswertung der Einzeldehnungen sinnvoll und für die am Femmodell 6 vorliegenden Verhältnisse notwendig ist.

5.2.4.4 Validierbarkeit von FEM-Berechnungen mittels DMS

Im Verlauf der Validierung hat sich gezeigt, welche Probleme auftreten können, wenn man numerische mit experimentellen Weiten verg[leichen] will. Das Modell 6 stellt dabei einen Extremfall dar. Deshalb wurde dessen Validierung ausführlicher beschrieben. Ähnliche Schwierigkeiten können, abhängig vom untersuchten Belastungswinkel, ebenfalls für andere Femurgeometrien auftreten. Eine Verallgemeinerung und Übertragbarkeit der dabei gewonnen Erkenntnisse ist somit möglich.

Als Ergebnis dieser Untersuchungen lassen sich folgende Kriterien, die für eine erfolgreiche Validierung notwendig bzw. äußerst nützlich sind, zusammenfassen.

FEM: - Aus CT-Daten gewonnene Geometrien können von der Geometrie des realen Femur abweichen. Hier ist stets eine Überprüfung notwendig, da eine Genauigkeit in der Größenordnung der Elemente im Voxelmodell nicht ausreichend ist. Querschnittsabweichungen haben einen entscheidenden Einfluss auf die Mess- bzw. Rechenwerte.

Der Bereich der Krafteinleitungsstelle am Femurkopf ist eng zu vernetzen. Änderungen der Krafteinleitungsstelle durch die Belastungswinkel muss ohne gravierende Abweichungen entsprochen werden können.

Am Femmodell ist ein objektbezogenes Koordinatensystem zum Abgleich der DMS-Positionen und der Definition des Belastungswinkels sinnvoll.

Vergleiche von Modellen mit und ohne HTEP müssen die dabei meist geänderten Belastungsverhältnisse berücksichtigen.

Für FEM-Modelle mit Prothese ist ein separater CT-Datensatz sinnvoll. Die Annahmen eines idealen Prothesensitzes im Femur und einer optimalen Zementknochendicke machen eine experimentelle Validierung unmöglich.

- DMS: - Der experimentell untersuchte Belastungswinkel ist mit der jeweiligen Geometrie des Femurmodells abzustimmen. Eine einheitliche Belastung für unterschiedliche Geometrien ist nicht sinnvoll, da bei Extremgeometrien Überbelastungen entstehen, bzw. der Messbereich der DMS nicht ausgenutzt wird.
- Die Belastungsgrößen müssen in Abhängigkeit von Femurgeometrie und Femurquerschnitt möglichst groß gewählt werden, damit DMS-Messfehler geringe Auswirkungen bei der Bestimmung des Spannungszustandes haben.
 - Die Applikation der DMS ist nicht immer medial- und lateralseitig günstig. Extreme Femurgeometrien können in diesen Bereichen zu sehr hohen Dehnungsgradienten führen, die den Einsatz von DMS-Rosetten erschweren.
 - Bei Anwendung von DMS-Rosetten mit nebeneinander angeordneten DMS ist eine Auswertung der Hauptdehnungen und Hauptspannungen nur bedingt möglich (z.B. Extremgeometrie von Femur 6).
 - Die Applikation einer Vielzahl von Einzel-DMS, entsprechend der Vernetzung des FEM-Modells, ist vorteilhaft.

- Wertevergleich: - Der Vergleich von Hauptspannungen ist bei Messung mit DMS-Rosetten nicht möglich, wenn innerhalb der Rosettenflächen hohe Dehnungsgradienten vorhanden sind.
- Ein Vergleich von Hauptdehnungen ist nur bei Übereinstimmung ihrer Orientierungen sinnvoll. Ein auf Längsdehnungen beschränkter Vergleich ist nicht ausreichend. Ein Wertevergleich zur Validierung muss auf den Gesamtdehnungszustand bezogen sein.
 - Bereits bei der Generierung des FEM-Modells ist die Vernetzung nach Möglichkeit an die Bedingungen der experimentellen Validierung anzupassen. Insbesondere sollte der Elementabstand den Längen der DMS entsprechen. Orthogonale Elemente lassen sich besser mit DMS-Dehnungen vergleichen. Insbesondere bei komplexen Verbundmodellen sind diese Forderungen schwierig einzuhalten, für die Validierung jedoch notwendig.
 - Für Vergleiche von experimentellen und numerischen Werten geben relative Abweichungen keinen Aufschluss über die Güte der Übereinstimmung, da die Absolutwerte stark voneinander abweichen können.

6 Untersuchungen zum mechanischen Verhalten von Knochenzement

6.1 Untersuchungen bei statischer Belastung

6.1.1 Bestimmung mechanischer Kennwerte

Zum mechanischen Verhalten von Knochenzement gibt es stark voneinander abweichende Angaben. Dafür sind in erster Linie vier Gründe verantwortlich:

1. Knochenzementhersteller machen nur unzureichende Angaben.
2. Es werden unterschiedliche Knochenzementsorten im klinischen Einsatz verwendet.
3. Die Verarbeitung des Knochenzement erfolgt nicht einheitlich.
4. Die Kennwertbestimmung für Knochenzement erfolgt mit unterschiedlichen Verfahren und Belastungsgrößen.

FEM-Berechnungen zu zementierten HTEP setzen die Kenntnis des mechanischen Verhaltens des Knochenzements jedoch voraus. Dabei wird das Materialverhalten überwiegend nach dem Hooke'schen Gesetz Gl.(19) beschrieben [z.B. 23,35], in dem Elastizitätsmodul E und Querkontraktionszahl ν bestimmend sind.

$$\epsilon_x = \frac{1}{E} \left(\sigma_x - \nu (\sigma_y + \sigma_z) \right), \quad \epsilon_y = \frac{1}{E} \left(\sigma_y - \nu (\sigma_x + \sigma_z) \right), \quad \epsilon_z = \frac{1}{E} \left(\sigma_z - \nu (\sigma_x + \sigma_y) \right) \quad (19)$$

Im Rahmen des im Punkt 1.5 beschriebenen Forschungsprojektes sollten deshalb diese mechanischen Kennwerte für den Knochenzement Palacos R ermittelt werden. Während die in der Literatur beschriebenen Knochenzementuntersuchungen [81,82] meist Lastgrößen verwenden, die im Bereich der zulässigen Höchstgrenzen liegen, bestand das Interesse hier in der Untersuchung bei Belastungswerten, die den normalen in-vivo Verhältnissen entsprechen. Da sich die Herstellung eines für Vierpunktbiegung geeigneten Modells als schwierig herausstellte, was insbesondere auf je nach Verarbeitungsgeschwindigkeit entstehende Luftporen zurückzuführen war, wurden die entsprechenden Balkenmodelle durch die Uni Marburg bereitgestellt. Ihre Herstellung erfolgte dabei unter klinischen Bedingungen. Die Rohteilgeometrie wurde danach durch spanende Fertigung dem für die Biegebelastung geeigneten Querschnitt angepasst.

Mit bekanntem und durch Verwendung von Gewichtskräften konstantem Biegespannungszustand ist es damit möglich, die entsprechenden Dehnungen in Längs- und Querrichtung mittels DMS-Technik zu ermitteln und daraus unter Verwendung von Gl.(19) den E-Modul nach Gl.(20) und die Querkontraktionszahl (Poisson-Zahl) nach Gl.(21) abzuleiten.

$$E = \frac{\sigma_x}{\epsilon_x} \quad (20)$$

$$\nu = - \frac{\epsilon_y}{\epsilon_x} = - \frac{\epsilon_z}{\epsilon_x} \quad (21)$$

Für die Dehnungsmessung wurden DMS in Halbbückenschaltung verwendet. Die DMS-Rosetten wurden dazu mittig an gegenüberliegenden Balkenoberflächen appliziert. Die Bestimmung der Balkenlänge und damit die Festlegung der Messstelle erfolgte mittels

Durchlichtuntersuchung, zur Vermeidung von Messungen direkt über größeren Lufteinschlüssen.

Die Maximalbelastung der Knochenzementstäbe wurde in Anlehnung an im Zementköchler in-vivo gemessene Werte [83,84] relativ niedrig festgelegt. Dabei blieben die Biegespannungsweite im Bereich von unter 6% der vom Hersteller angegebenen Biegefestigkeit nach DIN 53435 (5% nach ISO 5833). Bei diesen niedrigen Belastungen ist nicht mit dem einseitigen Auftreten von plastischen Verformungen zu rechnen [81]. Damit ist gewährleistet, dass die „Biegetheorie des Balkens“ angewendet werden kann.

6.1.2 Zeitabhängigkeit des mechanischen Verhaltens

E-Modul und Poisson-Zahl kennzeichnen normalerweise ideal-elastische Werkstoffe. Ihre Größe ist dabei in bestimmten Belastungsgrenzen konstant. Die Dehnungsmessungen bei konstanter Belastung ergaben jedoch beim Knochenzement ein von der Belastungszeit abhängiges mechanisches Verhalten. Abb. 62 zeigt diese Zeitabhängigkeit anhand der mechanischen Kennwerte deutlich. Damit kann festgestellt werden, dass es sich beim untersuchten Knochenzement nicht um einen Werkstoff mit ideal-elastischem Verhalten handelt. Deshalb beziehen sich die weiteren Angaben jeweils auf die zeitabhängigen Werte „E-Modul“ E , bzw. „Poisson-Zahl“ ν .

In Abb. 62 ist der zeitliche Abfall des „E-Modul“ und die gleichzeitige Änderung des Querdehnungsverhaltenskurz nach Belastungsbeginn signifikant.

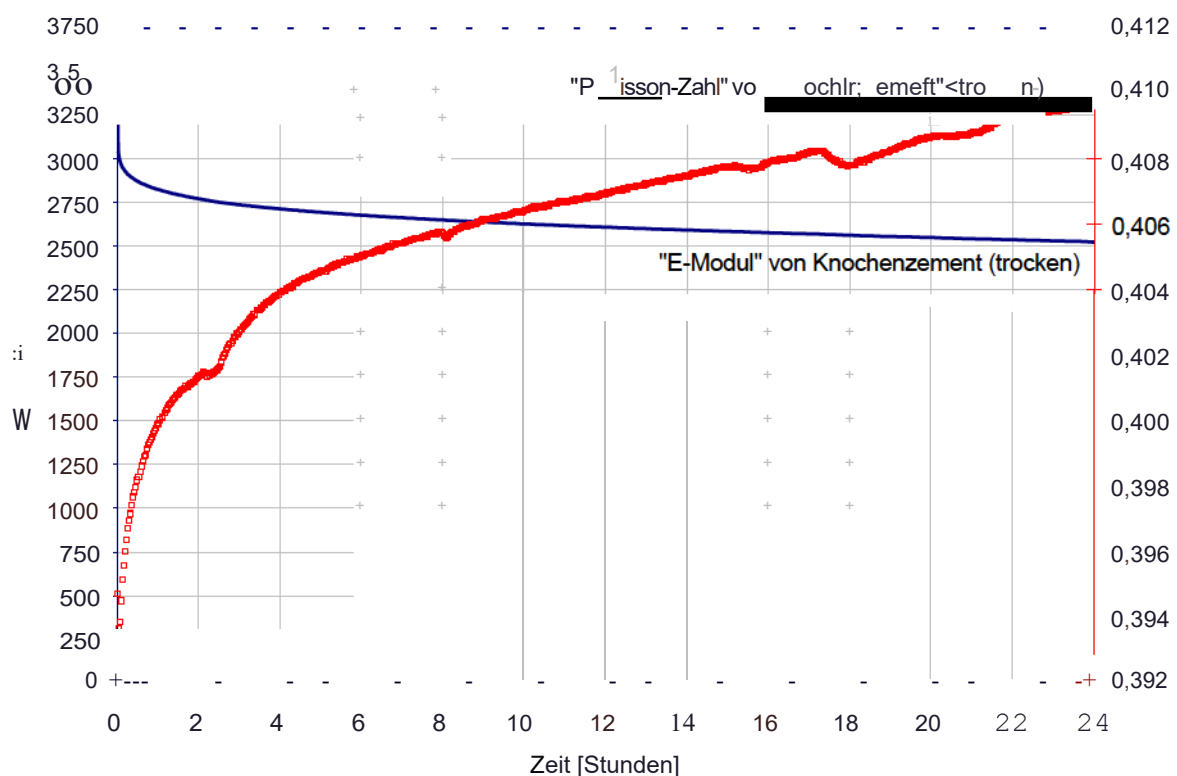


Abb. 62: „E-Modul“ und „Poisson-Zahl“ von Knochenzement in Abhängigkeit von der Belastungsdauer

Eine Analyse der Belastungssituation nach unterschiedlicher Belastungsdauer oder unterschiedlichen Belastungszyklen ist somit bei Verwendung eines festen E-Modulwertes in FEM stark fehlerbehaftet. Das bestätigt auch die Ermittlung des unrelaxierten E-Moduls mittels Resonanzmethode. Dieser Wert (E_0 5300 MPa) beträgt mehr als das Doppelte des Wertes nach 24stündiger Dauerbelastung (E_{24} 2500 MPa).

Da das mechanische Verhalten für die FEM-Berechnungen möglichst genau bestimmbar sein muss, ergibt sich somit bei Verwendung eines zeitunabhängigen Stoffgesetzes für Knochenzement mindestens die Notwendigkeit der Unterscheidung in statische und dynamische Belastungen.

6.1.3 Verformungsverhalten nach Entlastung

Die in Abb. 62 dargestellten Verläufe deuten auf ein viskoelastisches Werkstoffverhalten von Knochenzement hin. Zur Überprüfung wurde das mechanische Verhalten bei Entlastung ausgeweitet.

Abb. 63 zeigt die ermittelten Dehnungsweiten bei Vierpunkt-Biegebelastung für Knochenzement während der 24stündigen Belastungsphase sowie der anschließenden Entlastung des Probekörpers. Ein Vergleich zu Dehnungsweiten für 24stündige statische Belastungen aus Literatur [81] ist schwer möglich, da abgesehen von anderen Belastungsweiten die Kriechdehnung nicht nur im Verhältnis zur Ausgangsdehnung dargestellt wird. Benutzt man dem entsprechend einen unrelaxierten E-Modul von 5300 MPa zur Berechnung der Ausgangsdehnung, ergibt sich eine prozentuale Kriechdehnung von 109% gegenüber einem Wert von 70% [81].

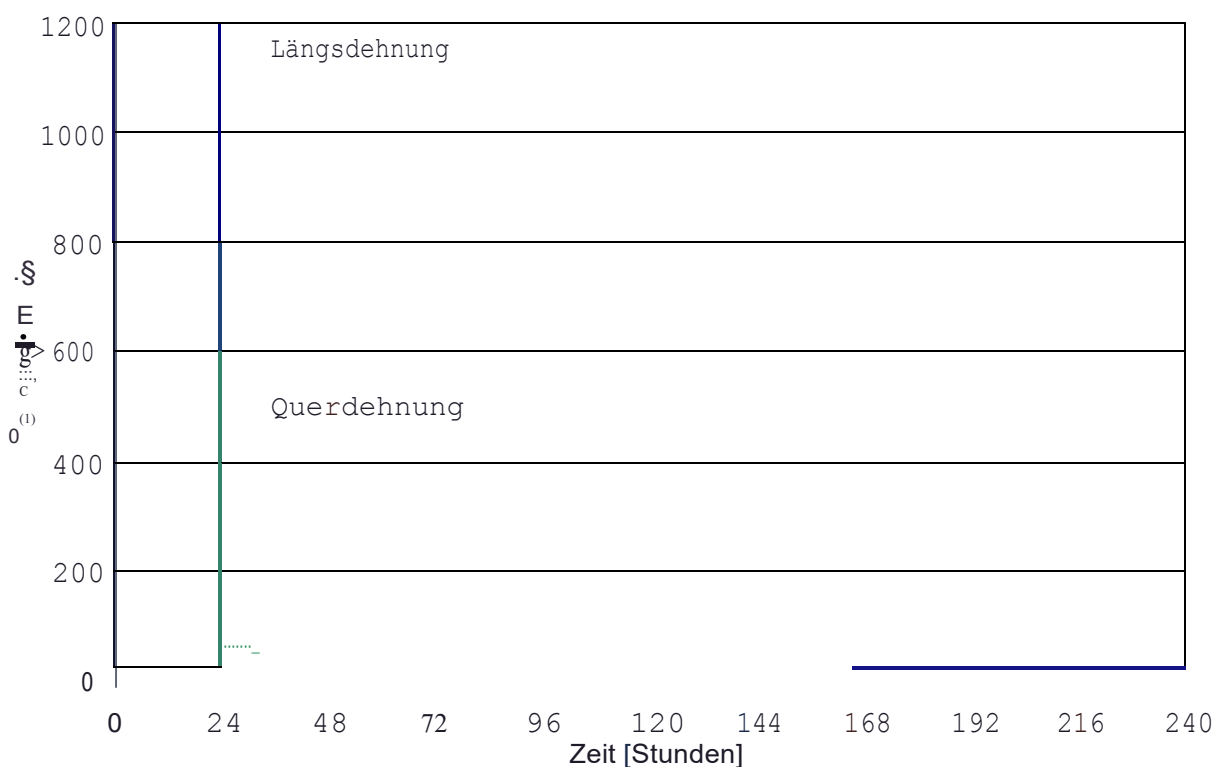


Abb. 63: Zeitabhängigkeit des Dehnungsverhaltens von Knochenzement bei statischer Belastung

Nach vollständiger Entlastung der Probekörper lassen sich Dehnungen messen, die durch ihre Größe von der Beschreibung durch viskoelastische Modelle abweichen. Man erkennt, dass nach 24stündiger Entlastung eine Dehnung von ca. 4,5% der Maximaldehnung bei Belastung verbleibt, die auch nach 240 Stunden nur teilweise zmückgeht (Rückgang bis auf 1,9%).

Zunächst konnte jedoch nicht ausgeschlossen werden, dass durch Reinigung der Klebestelle oder das Lösemittel des Klebers chemische Veränderungen im unmittelbaren Bereich der Dehnungsmessung Einfluss auf die Messweite haben. Recherchen beim Hersteller des DMS-Klebmittels brachten hierzu keine Erkenntnisse.

Somit musste geprüft werden, ob die ermittelten bleibenden Verformungsanteile mit einem unabhängigen Messverfahren nachweisbar sind. Diese Prüfung erfolgte mittels optischer berührungsloser Oberflächenabtastung. Dabei wurde nicht die Dehnung der Oberfläche bestimmt, sondern die Durchbiegung des Probekörpers nach Vierpunktbiegebelastung in Abhängigkeit von der Entlastungszeit registriert. Da die Oberflächen der Probestäbe nach spanender Endbearbeitung von der Idealform abweichen, wurde die Durchbiegung aus der Differenz der Formabweichungen ermittelt. Die Durchbiegung

$$w(x) = y(x) - y_0(x) \quad (22)$$

ist in Abhängigkeit von der Entlastungszeit t in Abb. 64 dargestellt.

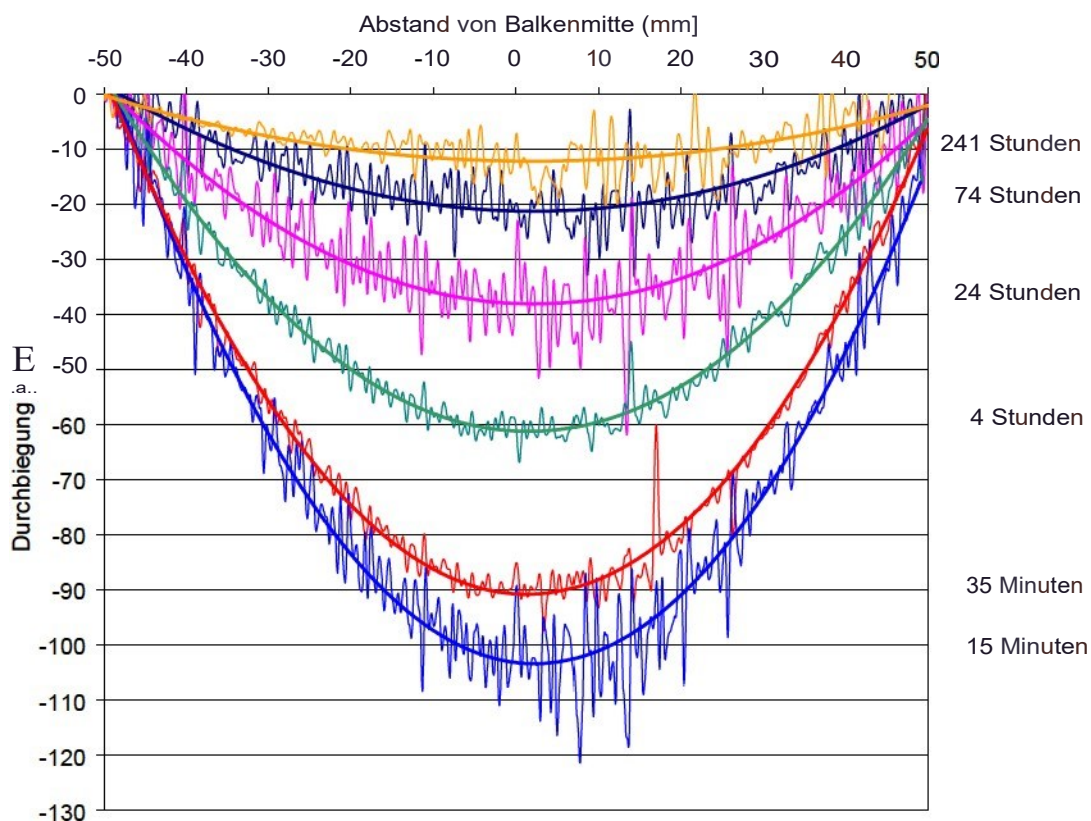


Abb. 64: Durchbiegung des Probekörpers nach Entlastung

Durch die mit der Durchbiegung verbundene Längsdehnung ließen sich die Oberflächenunebenheiten bei Auswertung nach Gl.(22) nicht eliminieren und wirken somit in der Darstellung als Störungen. Durch Annäherung nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate erhält man jedoch zuverlässige Aussagen über die maximale Durchbiegung in der Mitte des

Probeköpers und den daraus ableitbaren Kriechradius R sowie nach Gl.(23) die entsprechend vergleichbaren Dehnungswerte an der Staboberfläche (d =Stabdicke).

$$\epsilon = \frac{d}{R} \quad (23)$$

Vergleicht man diese Dehnungswerte mit den DMS-Werten (Abb. 65), so lassen sich die ermittelten verbleibenden Dehnungen bestätigen.

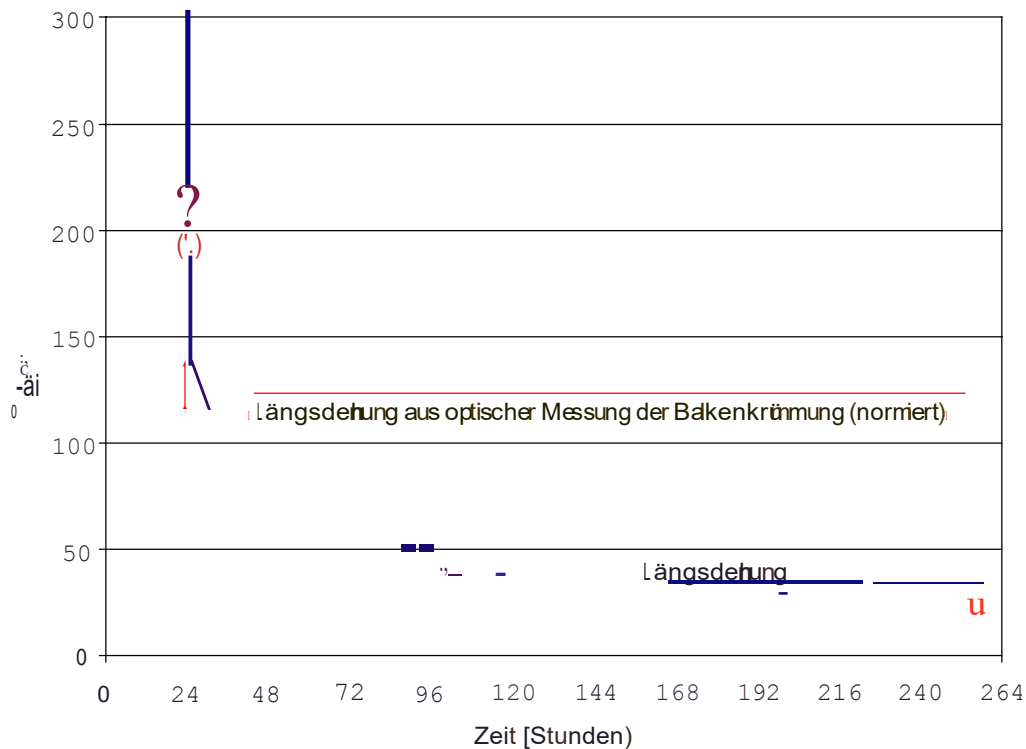


Abb. 65: Zeitabhängigkeit des Dehnungsverhaltens von Knochenzement nach Entlastung (mit unterschiedlichen Verfahren gemessen)

Diese „bleibenden Dehnungen“ des Knochenzementes und ihre Wirkung wurden in bisherigen Knochenzementuntersuchungen [82] und FEM-Berechnungen [85] nicht ausreichend berücksichtigt. Selbst Knochenzementuntersuchungen zur Auswirkung des Kriechverhaltens gehen vom vollständigen Eneichen des Ausgangszustandes nach Entlastung aus [86].

Zwar wurde bereits in [87] von bleibenden Spannungen in einem Knochenzement von 0,17% nach einer Relaxation von einem Jahr berichtet, das Spannungsniveau nach einer Relaxation von 6 Wochen jedoch als nicht signifikant bewertet. Betrachtet man die deutlich höheren Belastungen (ca. 15 mal höhere Biegespannungen) in der Literatur, überascht das Maß der verbleibenden Kriechdehnung bei 5-6% der zulässigen Belastung um so mehr.

Zum Abschätzen der Auswirkungen dieser dauerhaften Verformungen des Knochenzements bei Belastung kann man beispielsweise die in [88] ermittelten Dehnungen im proximalen Knochenzementköcher zugrunde legen. Demnach kann schon eine einmalige 24stündige Dauerbelastung eine bleibende Aufweitung des Köchers im Mikrometerbereich bewirken. Diese Aufweitung kann bei vollständiger Entlastung zu Spaltbildungen im Interface zwischen Prothese und Knochenzement führen.

6.2 Untersuchungen bei schwellender Belastung

Eine 24stündige konstante Maximalbelastung besitzt nur geringe Relevanz bezüglich der physiologischen Belastung des Knochenzementmantels. Deshalb wurde das Belastungsregime in eine schwellende Belastung umgewandelt, bei dem konstante Belastungen mit vollständiger Entlastung in Zeitabständen von 6,6 Sekunden wechseln. Der Lastfall des eingespannten Balkens diente zur Realisierung identischer Belastungen. Die an der Stelle der DMS wirkenden Biegespannungen wurden analog zur Vierpunkt-Biegebelastung gewählt.

Zur Ergebnisdarstellung sind die jeweiligen Endwerte der Dehnungen jedes Belastungsintervalls im belasteten Zustand und die Minimalwerte der Dehnungen bei Entlastung in Abhängigkeit von der Lastwechselzahl in Abb. 66 und Abb. 67 dargestellt.

Dabei erkennt man, dass bei beiden Welt en (Belastungswerte, Entlastungsweite) sowohl Längs- als auch Querdehnung ähnlich den Werten bei konstanter Belastung ansteigen. Auffallend ist jedoch, dass dieser Anstieg bei vergleichbarer Belastungsdauer von 24 bzw. 48 Stunden deutlich geringer ausfällt. Daraus kann abgeleitet werden, dass eine eindeutige belastungszeitabhängige Bestimmung des mechanischen Verhaltens von Knochenzement ohne Berücksichtigung des Belastungsregimes nicht möglich ist. Das wird bei einem Vergleich mit den Literaturwerten bei schwelender Belastung in [89] deutlicher. Der sinusförmige Belastungsverlauf führt zu einem linearen doppellogarithmischen Verhältnis von Kriechdehnung und Lastwechselzahl

$$\log \epsilon = A(\langle J \rangle) \log N + B(\langle J \rangle). \quad (24)$$

Für die untersuchte stufenförmige Belastung ergibt sich jedoch ein einfachlogarithmischer Zusammenhang

$$\epsilon = C(\langle J \rangle) \log N + D(\langle J \rangle), \quad (25)$$

der sich leicht aus Abb. 68 für Längs- und Querdehnung erkennen lässt.

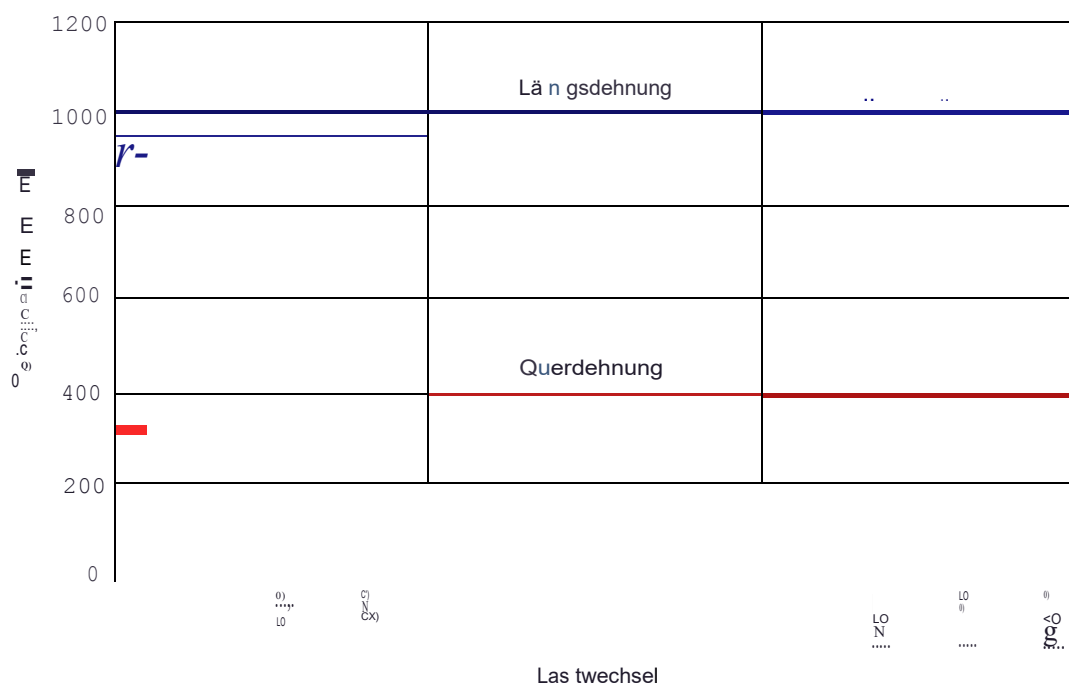


Abb. 66: Dehnungswerte am Ende des Belastungsintervalls für eingespannten Knochenzementstab bei schwelender Belastung. Ge 1000 Lastwechsel nach Versuchsbeginn, nach 24 Std nach 48 Std

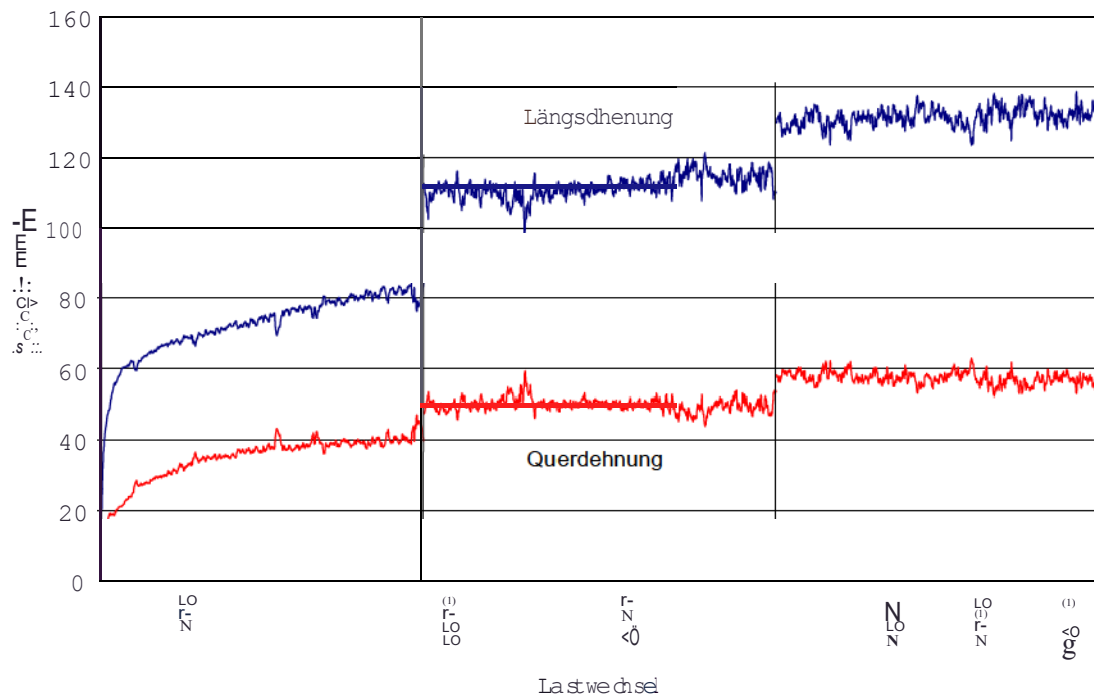


Abb. 67: Dehnungswerte am Ende des Entlastungsintervalls für eingespannten Knochenzementstab bei schwellonder Belastung (je 1000 Lastwechsel nach Versuchsbeginn, nach 24 Stunden und nach 48 Stunden)

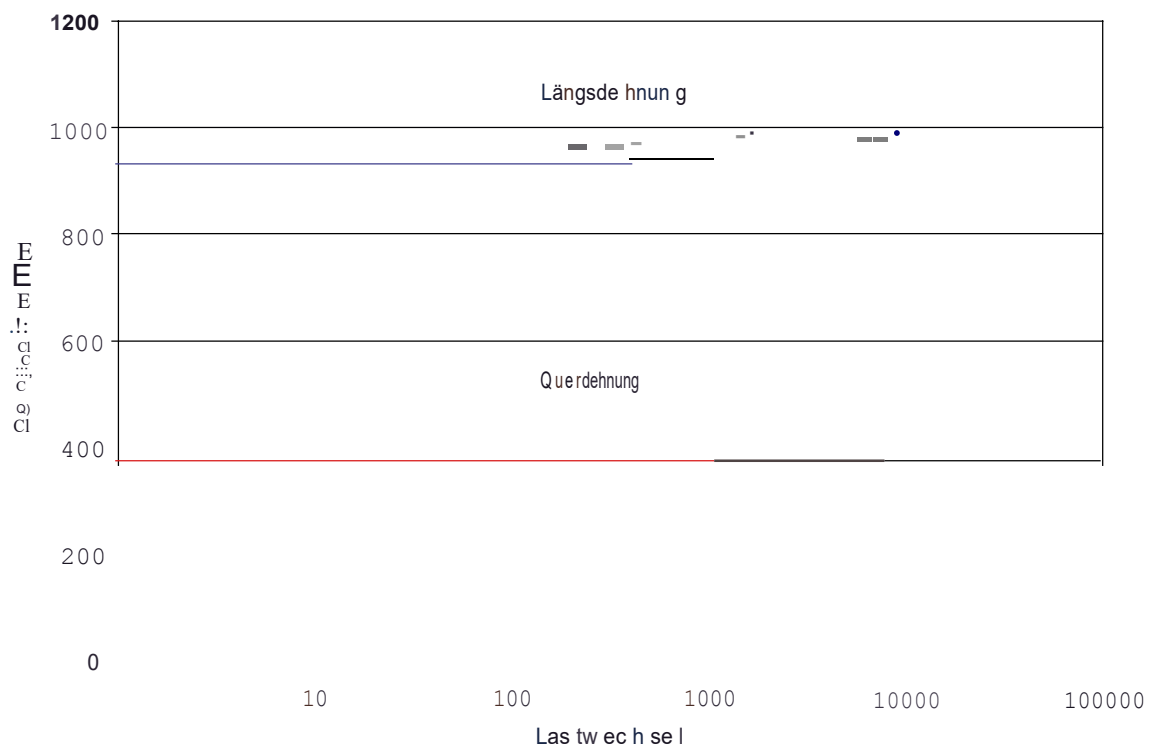


Abb. 68: Logarithmischer Zusammenhang der Dehnungswerte bei schwellonder Belastung

In [90] wird der doppellogarithmische Zusammenhang bei sinusförmiger Belastung auf Lastwechselzahlen >30000 eingeschränkt ohne gesonderte Angaben für das Kriechen am Anfang der Belastung zu machen.

Ansätze aus der Literatur [91] unter Verwendung von Kriech Eigenschaften des Knochenzements kommen zu dem Ergebnis, dass Zementkriechen nur unwesentliche Auswirkungen auf HTEP hat, was insbesondere aus einer Spaltbildung von nur 65 μm nach

5 Millionen Lastwechseln beim Gehen geschlussfolgert wird. Da sich diese Spaltbildung im wesentlichen bereits innerhalb der ersten 250000 Lastwechsel ergibt, wird das Langzeitkriechen von Knochenzement als unkritisch gewertet. Die Autoren betrachten das viskoelastische Verhalten des Knochenzements sogar als günstig, da so infolge Relaxation Spannungen im Knochenzementmantel abgebaut werden. Diese unkritische Betrachtungsweise berücksichtigt jedoch nicht ausreichend, welche Auswirkungen die Spaltbildung auf die Gesamtbelastungssituation hat. Es kann deshalb nicht von einer gleichbleibenden Belastungsverformung des Knochenzements ausgegangen werden und somit sind positive Relaxationseffekte eher unwahrscheinlich.

Überlappungen auf den Knochenzementköcher bedeutet das:

- Die Bestimmung des Stoffgesetzes von Knochenzement stellt eine unabdingbare Voraussetzung für exakte FEM-Berechnungen, die das Langzeitverhalten von Knochenzement berücksichtigen, dar.
- Die bleibenden Verformungen bei schwelloser Belastung nehmen mit der Belastungsdauer zu. Ihr Anstieg ist vom Belastungsverlauf, der Amplitude und der Frequenz der Lastwechsel abhängig.
- Die ersten Lastwechsel führen bei schwelloser Belastung zu signifikanten bleibenden Verformungen, deren Zunahme bei höheren Lastwechselzahlen abnimmt.
- Eine bleibende Aufweitung des Zementköchers insbesondere im proximalen Bereich kann mit zunehmender Belastungsdauer zu Spaltbildung im Interface bzw. zur Prothesenlockerung und einem Absinken in den Knochenzementköcher führen. Damit ist eine Änderung der Belastungssituation verbunden, die bei der Analyse des Verbundes Femur-Knochenzement-Prothese berücksichtigt werden muss.

6.3 Untersuchungen bei wechselnder Belastung

Vergleicht man Be- und Entlastungswerte in Abb. 66 und Abb. 67, so scheint ihre Differenz weitgehend lastwechselunabhängig zu sein. Das würde bedeuten, dass der Knochenzement auf jede neue Belastung ausgehend von seinem vorhandenen Deformationszustand mit dem gleichen Dehnungsverhalten reagiert. Folgt man dieser Annahme kommt man zu dem Schluss, dass der Knochenzement auf Wechselbelastungen ideal-viskoelastisch reagieren würde. Das setzt voraus, dass der Ausgangszustand nach jeder Belastungsperiode gleich ist und das viskoelastische Verhalten sich für Zug- und Druckbelastungen nicht unterscheidet. Zur Überprüfung ist es naheliegend, die im Punkt 6.2 beschriebene Belastung dahingehend zu verändern, dass anstelle der Entlastungsphase eine vom Betrag her identische Belastung mit umgekehrtem Vorzeichen tritt.

Diese Wechselbelastungen bewirken, dass die im Moment der Vorzeichenumkehr der Belastung vorhandene Verformung zurückgeht bzw. durch eine gleich große Gegenverformung aufgehoben wird. Geht man davon aus, dass nur die nach Entlastung verbleibenden Dehnungen für den Anstieg der Kriechdehnung verantwortlich sind, dürften

sich somit die messbaren Dehnungsamplituden mit steigender Lastwechselzahl nicht verändern, da der Ausgangszustand nach jeder Belastungsperiode theoretisch wieder erreicht wird. Im Ergebnis der Wechselbelastung zeigt sich jedoch ein Ansteigen der Belastungsamplituden mit zunehmenden Lastwechseln. Dieser Anstieg fällt bei vergleichbarer Belastungszeit deutlich geringer (ca. 1/3) aus als bei schwellender Belastung. Damit ist jedoch obige Annahme widerlegt. Gleichzeitig zeigt sich, dass sich das Spannungs-Dehnungsverhalten nicht nur in Abhängigkeit von der Belastungszeit bzw. den Lastwechseln darstellen lässt. Der Knochenzement verändert also - bei Ansatz eines elastischen Stoffgesetzes - bei Belastung seine mechanischen Eigenschaften. Diese Eigenschaftsänderung ist durch nachfolgende gleichgroße Entlastung bzw. Gegenbelastung nicht rückgängig zu machen.

6.4 Diskussion der Untersuchungsergebnisse mit unterschiedlichen Belastungen

Aus den drei untersuchten Lastfällen lassen sich bezüglich der Verwendung des E-Moduls zur Beschreibung des mechanischen Verhaltens folgende Schlussfolgerungen ableiten:

- Knochenzement besitzt keinen allgemein gültigen E-Modul.
- Das Spannungs-Dehnungsverhalten von Knochenzement ist zeit- und lastwechselzahlabhängig.
- Die Zeitabhängigkeit kann nicht auf die Belastungszeit reduziert werden.
- Das Spannungs-Dehnungsverhalten ist lastabhängig.
- Belasteter Knochenzement erreicht nach Entlastung innerhalb einer Woche seinen Ausgangszustand nicht.
- Wechselbelastungen um den Ausgangszustand verändern ebenfalls das mechanische Verhalten von Knochenzement.

Diese Beobachtungen lassen sich mit keinem bekannten einfachen elastischen oder viskoelastischen Stoffgesetz beschreiben.

Welche Schlussfolgerungen ergeben sich daraus für FEM-Berechnungen mit Knochenzement insbesondere an HTEP-Modellen?

- Eine geschlossene Darstellung des Spannungs-Dehnung-Verhaltens in Form eines Stoffgesetzes liegt nicht vor.
- Die Verwendung eines einheitlichen E-Moduls ist sehr stark fehlerbehaftet.
- Es muss unterschieden werden, ob der Knochenzement Dauerbelastung, Wechselbelastung oder nur Kurzzeitbelastung ausgesetzt ist.
- Je nach Bestimmtheit der Belastung lässt sich experimentell eine Größe finden, die das Spannungs-Dehnungsverhalten ausreichend gut beschreibt. Die Notwendigkeit dieser Vorbestimmung zeigt sich darin, dass diese Größe bei Werten von 2500 MPa bis 5300 MPa um mehr als 100% variiert.
- Der Zustand des Knochenzements vor Belastungsrechnung muss bekannt sein

Berücksichtigt man diese Gesichtspunkte bei der Bewertung von experimentellen Validierungen von FEM-Modellen [45], kommt man zu dem Schluss, dass hier bereits durch die übliche Verwendung eines einheitlichen E-Moduls eine bedeutende Fehlerquelle besteht.

7 Abschließende Diskussion und Schlussfolgerung

Ausgehend von der komplizierten und bisher unzureichenden Beschreibung des Belastungszustandes bei zementierten HTEP stand dessen Analyse im Mittelpunkt der vorliegenden Arbeit. Durch experimentelle Untersuchungen zu den Abhängigkeiten und Einflussgrößen an zementierten HTEP sollte ein Beitrag zur besseren Beschreibung und dem Verständnis der Belastungssituation geleistet werden.

Durch die Einbindung der Arbeit in das Verbundprojekt „Entwicklung langzeitstabiler zementierter HTEP durch Optimierung der Belastungssituation am Interface Implantat-Knochenzement-Fermur“ war das Hauptaugenmerk auf Untersuchungen zur experimentellen Stützung eines theoretisch-numerischen Modells der Belastungssituation im Interface sowie der daran beteiligten Einzelkomponenten gerichtet. Grundlegende Experimente zu den Wirkmechanismen im Interface dienten der Parameterdiskussion und –auswahl entsprechender FEM-Untersuchungen.

Die TDT stellt das einzige verwendete Verfahren dar, das nicht zu den Standardverfahren der experimentellen Festkörpermechanik gehört. Die verfahrensspezifischen Eigenschaften dieser Druckmesstechnologie bedurften einer eingehenden Voruntersuchung, da hierzu nur unzureichende Angaben vorlagen. Ziel dieser Untersuchungen war dabei die Bestimmung und Verbesserung der Genauigkeiten bei Wiederholungsmessungen von statischen Druckverteilungen. Damit wurden gleichzeitig die Grundlagen für den kombinierten Einsatz von Spannungsoptik und TDT geschaffen.

Die Modellversuche zu den prinzipiellen Wirkmechanismen im Interface veranschaulichen die Bedeutung des mechanischen Verhaltens der Verbundkomponenten für die Gesamtbelastungssituation. Dabei wurden Einflussgrößen für Spaltbildung und Ablösungsvorgänge im Interface bestimmt. Die Untersuchungen führten zu einer Erweiterung der experimentellen Methodik auf die Bestimmung des Spannungszustandes von belasteten Randflächen mittels Tekscan. Die gewonnenen Erkenntnisse bestätigen dabei die Anwendbarkeit einfacher Hypothesen für die Flächenlastverteilung im Interface.

Insbesondere wurde die Entstehung von Ablösungsvorgängen im Interface durch die beschränkte Übertragbarkeit von Zugspannungen deutlich. Diese Problematik muss jedes FEM-Modell bei der Auswahl der finiten Elemente berücksichtigen, um den Anspruch erheben zu können, die in-vivo Verhältnisse zu simulieren.

Die zwei- und dreidimensionale spannungsoptische Untersuchung einer Geradschaftprothese führte neben der Validierung eines entsprechenden FEM-Modells zu einer kritischen Einschätzung der Aussagekraft von Tests mit standardisierter Prothesenbelastung. Insbesondere der Einfluss des Lastwinkels auf die Beanspruchung der Prothesenschäfte führt dazu, dass eine Verifizierung von FEM-Modellen allein mit validierten Daten entsprechend der Standardbelastung nicht angezeigt ist. Hierzu wurden - entsprechend der eigentlichen Bestimmung des Standards zur Untersuchung der Dauerfestigkeit von HTEP -

Veränderungen diskutiert, um die Ergebnisse für unterschiedliche Prothesengeometrien allgemein vergleichbarer zu gestalten.

Die beschriebene Validierung von ausgewählten FEM-Femurmodellen erfolgte nicht mit dem Ziel der Anpassung der FEM-Werte an die in-vivo Verhältnisse. Die Struktur des Femurs kann dazu führen, dass aus derartigen Versuchen Fehlinterpretationen hervorgehen. Durch die begrenzte Elementzahl ist die Vergleichbarkeit zwischen FEM-Modell und Originalfemur von vorn herein stark eingeschränkt. Würden hier Anpassungen vorgenommen, die dazu führen, dass die FEM-Werte mit den an der Femuroberfläche ermittelten Werten übereinstimmen, ist damit keinesfalls gewährleistet, dass sich das modellierte Interface Femur-Knochenzement entsprechend den Verhältnissen in-vivoverhält.

Durch die Verwendung homogener Femurmodelle konnte bei der Validierung der Einfluss der Knochenstruktur eliminiert werden und somit eine Konzentration auf die Qualität der Vernetzung und der Modellgeometrie erfolgen.

Die Beschränkung auf nur einen Belastungswinkel bei distaler Einspannung des Femur ist für eine umfassende Verifikation zwar unzureichend, zeigt jedoch deutlich die Probleme, die beim Vergleich von numerischen und experimentellen Werten entstehen. So liefern DMS-Rosetten an der Femuroberfläche nicht in jedem Fall geeignete und mit FEM-Werten vergleichbare Hauptdehnungswerte. Ähnliche Probleme werden in der Literatur kaum beschrieben. Darin zeigt sich, dass die überwiegende Anzahl der FEM-Studien nicht experimentell validiert wurden oder ggf. nur unzureichende Aussagen über die quantitative Übereinstimmung beinhalten [92,93,94].

Untersuchungen am Knochenzement sollten zur Bestimmung von Materialkennwerten für FEM-Zementköchermodellierungen dienen. Die ermittelte starke Zeitabhängigkeit des mechanischen Verhaltens findet in FEM-Studien gegenwärtig jedoch nur selten Berücksichtigung. Die verbreitete Verwendung elastischer Kennwerte für den Knochenzement, dem entscheidenden Bindeglied zwischen Femur und Prothesenschaft, zeigt deutlich, dass der derzeitige Stand der Forschung zur Belastungssituation an einem Punkt angelangt ist, an dem mit sehr viel Aufwand nach Hypothesen für das Versagen von zementierten HTEP infolge aseptischer Lockerung gesucht wird, gleichzeitig jedoch wichtige Basisinformationen fehlen.

Hard- und Software-Fortschritte bei FEM-Analysen ermöglichen zwar eine deutliche Verbesserung der Vernetzung, des Umfangs möglicher Elementeigenschaften sowie der Elementanzahl, basieren jedoch nach wie vor auf Annahmen, wodurch die Belastungsverhältnisse zum Teil erheblich verfälscht werden können. Genannt seien hier die Zugspannungsübertragung im Interface Prothese-Knochenzement, das Stoffgesetz für den Knochenzementköcher, die Abstraktion der Femurstruktur auf homogene Bereiche mit isotropen Eigenschaften sowie die Vernachlässigung der Femurringspannung nach prothetischer Versorgung bei Optimierungsproblemen.

Die experimentelle Untersuchung des Belastungszustandes in-vivo ist ebenfalls durch starke Vereinfachungen in-vitro gekennzeichnet. Da das Einbringen von Sensoren ins Interface stets zu Veränderungen der realen Verhältnisse führt, wird auch dieser Weg allein in Zukunft nicht zur vollständigen Beschreibung bzw. Optimierung der Belastungsverhältnisse an zementierten HTEP führen. Es hat sich gezeigt, dass hier nur durch weitere Fortschritte bezüglich den zugrundeliegenden Vereinfachungen und Annahmen Simulationsverfahren wie FEM Aussicht auf Erfolg haben. Genau hier sollte weiterhin der Schwerpunkt für experimentelle Untersuchungen liegen. Dabei ist es unerheblich, wie weit der Zustand in-vivo abstrahiert wird. Entscheidend ist nur, dass die Basis für die meist aufwendigen Simulationen exakt bestimmt bzw. verifiziert ist.

Deshalb erscheint es auch sinnvoll FEM-Verbundmodelle in ihre Komponenten zu zerlegen und diese separat experimentell zu verifizieren. Zukünftig sollte auch das Spannungs-Dehnungsverhalten des modellierten Zementknochens mit dem eines realen Objektes verglichen werden.

Weiterhin sollte die Untersuchungen der Interfacebelastung insbesondere der Reibverhältnisse und der Druck- und Schubspannungsverteilung mit möglichst realen Geometrieverhältnissen fortgeführt werden. Wenn es gelingt die Verhältnisse im Interface genauer zu beschreiben, entstünde ein neuer Lösungsansatz für das Problem der aseptischen Prothesenlockerung. Dann wäre es möglich, durch entsprechende experimentelle Umsetzung, die äußere Belastung des Knochenzements zu simulieren. Damit wäre eine Messung von Überbelastungen des Knochenzements bei gleichzeitiger Zuordnung der am Interface vorliegenden Lastverhältnisse möglich.

Durch die Vielzahl der möglichen Prothesen- und Femurgeometrien hätten derartige Untersuchungen noch keine Allgemeingültigkeit. Da das Problem der aseptischen Prothesenlockerung jedoch nicht auf bestimmte Geometrien beschränkt ist, ist eine Festlegung auf bestimmte Geometrie- und Belastungsstandards, wie bereits in [95] vorgeschlagen, am Anfang weiterer Untersuchungen unbedingt sinnvoll.

Das Ziel zukünftiger Untersuchungen müsste deshalb darin bestehen, ausgehend von einem verifizierten Standardmodell des Verbundes Prothese-Knochenzement-Femur, Parameter zu untersuchen, die eine möglichst exakte Übertragung auf die durch das Femur vorgegebenen Eigenschaften Geometrie, Knochendichte und Spongiosastruktur ermöglichen.

Voraussetzung hierfür ist allerdings, neben der Bestimmung der Stoffgesetze für den Knochen und den Knochenzement, eine exakte Modellierung der Femurstruktur für das Standard FEM-Modell.

Bei diesem Lösungsansatz ergäben sich auch völlig neue Möglichkeiten für den Operateur. So müsste nicht wie bisher der Femurkanal der Geometrie des Prothesenschaftes angepasst werden. Auf der Grundlage entsprechender Simulationen entstünden dann optimierte Interfacegeometrien, die auf die Gegebenheiten des Femur abgestimmt sind.

Literaturverzeichnis

- [1] Jansson, V.: Die Verankerung von künstlichen Gelenken im Knochen – Anspruch und Wirklichkeit. In: *Medizinische Welt*, Vol. 49 (1998), Nr. 11, S. 541-547
- [2] Malchau, H.: On the importance of the stepwise introduction of new hip implant technology. In: 2nd ed., Topels AB Publishers, Sweden, 1995
- [3] Herberts, P.; Malchau, H.: How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 344 (1997), S.44-60
- [4] Horzack, W.; Rothman, R.; Booth, R.; Balderston, R.; Cohn, J.; Pickens, G.: Survivorship of 1041 Charnley total hip arthroplasties. In: *Journal of Arthroplasty*, Vol. 5 (1990), Nr. 1, S. 41-47
- [5] Collis, D.: Long-term follow-up of cemented total hip replacements in patients who were less than fifty years old. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 73A (1991), Nr. 4, S. 593-597
- [6] Blacker, F.; Charnley, J.: Changes in the upper femur after low friction arthroplasty. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 137 (1978), S.15-23
- [7] Malchau, H.; Herberts, P.; Ahnfelt, L.; Johnell, O.: Prognosis of total hip replacement. In: 61. Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, San Francisco, USA, 1993
- [8] Malchau, H.; Herberts, P.: Prognose der Totalen Hüftarthroplastik (THA). In: 63. Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, USA, 1996
- [9] Kavenagh, B.; Ilstrup, D.; Fitzgerald, R.: Revision total hip arthroplasty. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 67A (1985), Nr. 4, S. 517-526
- [10] Kahl, S.; Kranz, C.; Kulbach, M.: Einfluß von Zementierungsfehlern auf die mechanische Beanspruchung des Knochenzementes. In: *Biomedizinische Technik*, Bd. 38 (1993), Nr. 12, S. 298-302
- [11] Huggler, A. H.; Jacob, H. A. C.; Schreiber, A.: Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurprothese. In: *Arch. Orthop. Traumat. Surgery*, Vol. 92 (1978), S. 261-278
- [12] Baroud, G.: *Zur Biomechanik des endoprothetisch versorgten Femur*. Chemnitz, Technische Universität, Fakultät für Maschinenbau und Verfahrenstechnik, Diss., 1997
- [13] Shih, C. H.; Chen, W. P.; Tai, C. L.; Kuo, R. F.; Wu, C. C.; Chen, C. H.: New concepts – biomechanical studies of a newly designed femoral prosthesis (cervico-trochanter prosthesis). In: *Clinical Biomechanics*, Vol. 12 (1997), Nr. 7/8, S. 482-490
- [14] Akay, M.; Aslan, N.: An estimation of fatigue life for a Carbon fibre / Poly Ether Ketone hip joint prosthesis. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, Vol. 209 (1995), Nr. 2, S. 93-103
- [15] Iyer, L. S.; Jayasekaran, T.; Blunck, C. F. J.; Selvam, R. P.: Development of optimized epoxy graphite implant for the total hip joint. In: *ISA Transactions*, Vol. 23 (1984), Nr. 2, S. 7-14
- [16] Weinans, H.; Huiskes, R.; Grootenboer, H. J.: Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces. In: *Journal of Biomechanics*, Vol. 26 (1993), Nr. 11, S. 1271-1281
- [17] Bos, I.; Lindner, B.; Seydel, U.; Johannisson, R.; Dörre, E.; Henßge, J.: Untersuchungen über die Lockerungsursache bei zementierten Hüftgelenkendoprothesen: Licht- und elektronenmikroskopische Untersuchung und Lasermikrosonden-Massenanalyse. In: *Z. Orthop.*, Vol. 128 (1990), S. 73-82
- [18] Bishop, N.E.; Ferguson, S.; Tepic, S.: Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface, In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 78B (1996), Nr. 3, S. 349-356
- [19] Lewis, J. L.; Askew, M. J.; Wixson, R. L.; Kramer, G. M.; Tarr, R. R.: The influence of prosthetic stem stiffness and of a calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 66A (1984), Nr. 1, S. 280-286
- [20] Miles, A. W.; Dall, D. M.: An experimental study of femoral cement stress in total hip replacement - influence of structural stiffness of the femoral stem. In: *Engineering in Medicine*, Vol. 14 (1985), Nr. 3, S. 133-135
- [21] Horikoshi, M.; Macaulay, W.; Booth, R. E.; Crossett, L. S.; Rubash, H. E.: Comparison of interface membranes obtained from failed cemented and cementless hip and knee prostheses. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 309 (1994), S. 69-87
- [22] Jones, P.R.; Hukins, D.W.L.; Porter, M.L.; Davies, K.E.; Timperley, A.J.; Hardings, K.; Taylor, C. J.: Aseptic loosening of the femoral component in cemented total hip replacement. In: *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 11 (1992), Nr. 5, S. 379-384
- [23] Lee, I. Y.; Skinner, H. B.; Keyak, J.H.: Effects of variation of cement thickness on bone and cement stress at the tip of a femoral implant. In: *The Iowa Orthopaedic Journal*, Vol. 13 (1993), S. 155-159
- [24] Pauwels, F.: *Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem*. Ferdinand Enke, Stuttgart, 1935
- [25] Pauwels, F.: *Biomechanics of the normal and diseased hip*. Berlin: Springer, 1976
- [26] Inman, V.T.: Functional aspects of the abductor muscles of the hip. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 29 (1947), S. 607-619
- [27] Mc Leish, R. D.; Charnley, J.: Adduction forces in the one-legged stance. In: *Journal of Biomechanics*, Vol. 3 (1970), S. 191-209
- [28] Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.: Hip joint loading during walking and running measured in two patients. In: *Journal of Biomechanics*, Vol. 28 (1993), S. 969-990
- [29] Aschmoneit, E.-K.: Chips messen Belastungen in Hüftprothesen. In: *Elektronik*, Vol. 7 (2000), S. 51-52
- [30] Cristofolini, L.: A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. In: *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 25 (1997), Nr. 4&5, S. 409-483
- [31] Meunier, A.; Christel, P.; Sedel, L.: Role of design and material on stress distributions of cemented hip prostheses. In: *Interfaces in Medicine and Mechanics (Proceedings of the 1st international Conference in Swansea 1988)* 1989, S. 215-226

- [32] Crowninshield, R. D.; Tolbert, J. R.: Cement strain measurement surrounding loose and well-fixed femoral component stems. In: *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 17 (1983), S. 819-828
- [33] Rohlmann, A.; Mössner, U.; Hees, G.; Bergmann, G.; Kölbl, R.: Die Beanspruchung von Femur, Zement und Implantat nach der Implantation einer Hüftendoprothese. In: *Biomedizinische Technik*, Bd. 27 (1982), Nr. 12, S. 291-302
- [34] Rohlmann, A.; Mößner, U.; Bergmann, G.; Hees, G.; Kölbl, R.: Die Beanspruchung des Femur nach Hüftgelenkersatz. In: *Z. Orthop.*, Vol. 121 (1983), S. 47-57
- [35] Verdonschot, N.; Huiskes, R.: The effects of cement-stem debonding in THA on long-term failure probability of cement. In: *Journal of Biomechanics*, Vol. 30 (1997), Nr. 8, S. 795-802
- [36] Harrigan, T.P.; Kareh, J.A.; O'Connor, D.O.; Burke, D.W.; Harris, W. H.: A finite element study of the initiation of failure of fixation in cemented femoral total hip components. In: *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.10 (1992), Nr. 1, S. 134-144
- [37] Miethke, C.: Verankerungsprobleme bei der zementierten Hüfttotalendoprothese – Eine Literaturstudie. In: *Biomedizinische Technik*, Vol. 36 (1991), Nr. 12, S. 308-319
- [38] Gebauer, D.: Zur Biomechanik künstlicher Hüftgelenke. In: *Fortschritt-Berichte der VDI Zeitschriften*. Reihe 17 (1984); Nr. 21
- [39] Strömberg, C. N.; Herberts, P.: Cemented revision total hip arthroplasties in patients younger than 55 years old. In: *Journal of Arthroplasty*, Vol. 11 (1996), Nr. 5, S. 489-499
- [40] Park, J. B.; Barb, W.; Kenner, G. H.; von Recum, A. F.: Intramedullary fixation of artificial hip joints with bone cement-precoated implants - density and histological study. In: *Journal of Biomedical Material Research*, Vol. 16 (1982), Nr. 4, S. 459-469
- [41] Köller, W.; Müller, U.; Henßge, E.-J.: Reaktionen des knöchernen Lagers nach Implantation von zementierten Endoprothesen am Femur. In: *Z. Orthop.* Vol. 128 (1990), S. 67-72
- [42] Prendergast, P.J.: Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. In: *Clinical Biomechanics*, Vol. 12 (1997), Nr. 6, S. 343-366
- [43] Crowninshield, R. D.; Brand, R. A.; Johnston, R. C.; Milroy, B. S.: The effect of femoral stem cross-sectional geometry on cement stresses in total hip reconstruction. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 146 (1980), S. 71-77
- [44] Keyak, J. H.; Fourkas, M. G.; Meagher, J. M.; Skinner, H. B.: Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. In: *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 15 (1993), November, S. 505-509
- [45] Akay, M.; Aslan, N.: Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis. In: *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 31 (1996), S. 167-182
- [46] Keil, S.: *Beanspruchungsermittlung mit Dehnungsmessstreifen*. Zwingenberg: Cuneus-Verl., 1995
- [47] Rohrbach, C. (Hrsg.): *Handbuch für experimentelle Spannungsanalyse*. Düsseldorf: VDI Verl., 1989
- [48] Föppl, I.; Neuber, H.: *Festigkeitslehre mittels Spannungsoptik*. München, Berlin: Oldenbourg Verl., 1935
- [49] Wolf, H.: *Spannungsoptik*. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer, 1961
- [50] VDI (Hrsg.): *Anspruch und Tendenzen in der experimentellen Strukturmechanik*: GESA-Symposium 1999, Tagung Warnemünde 6./7.Mai 1999 / VDI-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik. – Düsseldorf: VDI Verl., 1999
- [51] Iversen, W.R.: Tactile sensing, 1990s style. In: *Assembly*, Februar-März 1993, S.23-26
- [52] Tekscan Inc. Boston: *Biomedical an industrial applications of grid-based, tactile sensors*. – Firmenschrift
- [53] Maness, W.L.: Contact sensor for measuring dental occlusion. In: *United States Patent*, Patentnummer: 4,734,034, 29. März 1988
- [54] Maness, W.L.: Pressure and contact sensor system for measuring dental occlusion. In: *United States Patent*, Patentnummer: 4,856,993, 15. August 1989
- [55] Schaff, P.; Reinisch, P.; Mitternacht, J.; Senner, V.: Praktikabilität contra Messtechnik. In: *Orthopädie Technik*, Vol. 11 (1991), S. 787-795
- [56] Tschernitschek, H.; Handel, G.; Günay, H.: T-Scan – Möglichkeiten und Grenzen eines neuen okklusionsdiagnostischen Verfahrens. In: *Zahnärztliche Praxis*, Vol. 2 (1990), S. 54-56
- [57] Tekscan Inc. Boston: *A world leader in pressure sensing technology*. – Firmenschrift
- [58] Rodriguez, J.M.; Patyk, A.; Kobes, L.W.R.; Scherer C.: Untersuchungen zur Anwendbarkeit der computergestützten Okklusionsdiagnostik. In: *Dental-Labor*, Vol. 38 (1990), Nr. 8, S. 1057-1061
- [59] Weiß, M.; Walter, M.; Böning, K.: Computergestützte Überprüfung der okklusalen Äquilibration von totalem Zahnersatz. In: *Deutsche Zahnärztliche Zeitung*, Vol. 50 (1995), Nr. 4, S. 291-294
- [60] Scholz, W.; Pancherz, H.; Reichel, R.: Beurteilung des T-SCAN-Systems zur Registrierung der okklusalen Kontaktverhältnisse. In: *Zahnärztliche Praxis*, Vol. 1 (1991), S. 6-9
- [61] Koch, M.: Plantardruckmessung im Konfektionsschuh mit der TEKSCAN Sensorfolie. In: *Biomedizinische Technik*, Vol. 38 (1993), Nr. 10, S. 243-248
- [62] Tekscan Inc. Boston: *Product Description: Industrial Sensing System*. – Firmenschrift
- [63] Körbs, T.: *Erprobung der Tekscan-Sensor-Technologie zur Untersuchung von Flächenlast- bzw. Bettungsfunktionen*. Jena, Universität, Technisches Institut, Studienarbeit, 1996
- [64] Otto, J.K.; Brown, T.D.; Heiner, A.D.; Pedersen, D.R.; Callaghan, J.J.: Characterisation of the dynamic response of piezoresistive contact sensor. In: *44. Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, New Orleans, Louisiana, 16.-19. März 1996
- [65] Paikowsky, S.G.; Hajduk, E.L.: Calibration and use of gride-based tactile pressure sensors in granular material. In: *Geotechnical Testing Journal, GTJODJ*, Vol. 20 (1997), Nr. 2, S. 218-241

- [66] Tekscan Inc. Boston: *I-Scan Pressure Measurement System – User's Manual – Firmenschrift*
- [67] Otto, J.K.; Brown, T.D.; Callaghan, J.J.: Static and dynamic response of a multiplexed-array piezoresistive contact sensor. In: *Experimental Mechanics*, Vol. 39 (1999), Nr. 4, S. 317-323
- [68] Hoffmann, K.; Egger, M.: Vergleichende Untersuchung von Methoden zur Messung von Flächenpressungen. In: *Anspruch und Tendenzen in der experimentellen Strukturmechanik: GESA-Symposium 1999*, Tagung Warnemünde 6./7.Mai 1999 / VDI-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik. – Düsseldorf: VDI Verl., 1999, S. 145-158
- [69] Lobert, G.; Schaffer, D.; Knake, H.: Hybride Spannungsanalyse in mehrkomponentigen Verbunden mit elastischer Zwischenschicht. In: *Anspruch und Tendenzen in der experimentellen Strukturmechanik: GESA-Symposium 1999*, Tagung Warnemünde 6./7.Mai 1999 / VDI-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik. – Düsseldorf: VDI Verl., 1999, S. 139-144
- [70] Lobert, G.; Schaffer, D.; Knake, H.: Werkstoffabhängigkeit der Flächenbelastung im Interface zementierter HTEP. In: *Thüringer Werkstofftag – Vorträge und Poster*, Technische Universität Ilmenau, 15. März 1999, S. 93-97
- [71] Lobert, G.; Schaffer, D.: *Druckverteilungsanalyse mittels Tekscan*. Jena, Universität, Technisches Institut, Vortrag, 9.7.97
- [72] Vail, T. P.; Glisson, R. R.; Koukoubis, T. D.; Guilak, F.: The effect of hip stem material moduls on surface strain in human. In: *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, (1998), S. 619-628
- [73] ISO 7206-3: 1988 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 3: Determination of endurance properties of stemmed femoral components without application of torsion
- [74] ISO 7206-4: 1989 Implants for surgery -- Partial and total hip joint prostheses -- Part 4: Determination of endurance properties of stemmed femoral components with application of torsion
- [75] Baleani, M.; Cristofolini, L.; Viceconti, M.: Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads. In: *Clinical Biomechanics*, Vol. 14 (1999); Nr. 5, S. 339-345
- [76] Harrow, M.E.; Lin, I.; Mauerhan, D.R.; Peindl, R.D.: Cement mantle strain distribution in THA for centralized versus non-centralized femoral components. In: *BED-Vol. 35, Bioengineering Conference*, ASME 1997, S.249-250
- [77] Cristofolini, L.; Viceconti, M.: In-vitro stress shielding measurements can be affected by large errors. In: *Journal of Arthroplasty*, Vol. 14 (1999); Nr. 2, S. 215-219
- [78] Cristofolini, L.; Viceconti, M.: Comparison of uniaxial and triaxial rosette gages for strain measurement in the femur. In: *Experimental Mechanics*, Vol. 37 (1997), Nr. 3, S. 350-354
- [79] Vander Sloten, J.; Labey, L.; van Audekercke, R.; van der Perre, G.: The development of a physiological hip prosthesis. In: *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 3 (1993), S. 1-13
- [78] Lobert, G.; Schaffer, D.; Knake, H.: Hybride Spannungsanalyse in mehrkomponentigen Verbunden mit elastischer Zwischenschicht. *Poster zum GESA-Symposium 99*, Rostock, 06.05.1999-07.05.1999
- [80] Saha, S.; Pal, S.: Mechanical properties of bone cement: a review. In: *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 18 (1984), Nr. 4, S. 435-462
- [82] Thanner, J.; Freijlarsson C.: Evaluation of Boneloc – Chemical and mechanical properties. In: *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 66 (1995), Nr. 3, S. 207-214
- [83] O'Connor, D.O.; Burke, D.W.; Jasty, M.; Sedlacek, R.C.; Harris, W.H.: In vitro measurement of strain in the bone cement surrounding the femoral component of total hip replacements during simulated gait and stair-climbing. In: *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 14 (1996), S. 769-777
- [84] O'Connor, D.; Burke, D.W.; Zalenski, E.B.; Harris, W.H.: Study of the fatigue behavior of cemented total hip replacements und conditions simulating gait. In: *Transactions of the 15th Annual Meeting of the Society for Biomaterials April 28 - May 2*, (1989), Lake Buena Vista Florida, USA, S. 50
- [85] Raimondi, M.T.; Pietrabissa, R.: Modelling evaluation of the testing condition influence. In: *Medical Engineering & Physics*, Vol. 21 (1999), Nr. 5, S. 353-359
- [86] Lu, Z.; Mc Kellop, H.: Effects of cement creep on stem subsidence and stresses in the cement mantle of total hip replacement. In: *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 34 (1997); Nr. 2, S. 221-226
- [87] Holm, N.J.: The modulus of elasticity and flexural strength of some acrylic bone cements. In: *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Vol. 48 (1977), S. 436-442
- [88] Crowninshield, R.D.; Tolbert, J.R.: Cement strain measurement surrounding loose and well-fixed femoral component stems. In: *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 17 (1983), S. 819-828
- [89] Verdonchot, N.; Huiskes, R.: Dynamic creep behavior of acrylic bone cement. In: *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 29 (1995), S. 575-581
- [90] Verdonchot, N.; Huiskes, R.: Creep behavior of hand-mixed simplex P bone cement under cyclic tensile loading. In: *Journal of Applied Biomaterials*, Vol. 5 (1994), S. 235-243
- [91] Verdonchot, N.; Huiskes, R.: Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 79B (1997), S. 665-669
- [92] Andriacchi, T.P.; Galante, J.O.; Belytschko, T.B.; Hampton, S.: A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. In: *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 58A (1976), S. 618-624
- [93] Crowninshield, R.D.; Brand, R.A.: A physiologically based criterion of muscle forces in the swing phase of gait. In: *Journal of Biomechanics*, Vol. 14 (1981), S. 793-801
- [94] Tarr, R.R.; Clarke, T.C.; Gruen, T.A.; Sarmiento, A.: Predictions of cement-bone failure criteria: three-dimensional finite element models versus clinical reality of total hip replacement. In: Gallagher, R.H.; Simon, B.R.; Johnson, P.C.; Gross, J.F. (Ed.): *Finite Elements in Biomechanics*. J. Wiley & Sons, New York 1982
- [95] Cristofolini, L.; Viceconti, M.: Strain measurements in femurs implemented with hip prostheses. In: *14. IMEKO World Congress Book of Abstracts*, Halttunen, J., Finnish Society of Automation Publ., Helsinki, Vol. 7 (1997), S. 249-254

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. H. Knake für die stetige Begleitung der Arbeit und die Unterstützung bei der Diskussion der Untersuchungsergebnisse.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. G. Lobert für die wertvollen Diskussionen und wissenschaftlichen Hinweise bei der Auswahl der Untersuchungsmethoden.

Dr. Lengsfeld von der Klinik für Orthopädie der Philipps-Universität Marburg danke ich für die Bereitstellung der Knochenzementprobekörper.

Für die gute Zusammenarbeit bei der Bereitstellung der FEM-Daten gilt Herrn S. Kaufhold und Herrn J. Rost vom Institut für Bioprozess- und Analysemesstechnik e.V. mein Dank.

Weiterhin möchte ich mich bei der KERAMED Medizintechnik GmbH für die Bereitstellung der Prothesen und die Förderung des Forschungsprojektes bedanken.

Ferner gilt mein Dank den technischen Mitarbeitern der Professur für Angewandte Mechanik, insbesondere Herrn M. Stephan für die Unterstützung und technische Hilfe.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre hiermit ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel und Literatur angefertigt habe.

Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Bei der Auswahl und Auswertung folgenden Materials haben mir die nachstehend aufgeführten Personen in der beschriebenen Weise geholfen

1. Prof. Dr. H. Knake: Unterstützende Diskussion der Untersuchungsergebnisse
2. Dr. G. Lobert: Hilfe bei der Auswahl der Untersuchungsmethoden
3. S. Kaufhold und J. Rost, Institut für Bioprozess- und Analysemesstechnik e.V.
Heiligenstadt: FEM-Berechnungen
4. Dr. W. Glien, KERAMED Medizintechnik GmbH Mörsdorf: Bereitstellung der Originalprothesen
5. Dr. M. Lengsfeld, Klinik für Orthopädie der Philipps-Universität Marburg:
Bereitstellung der Knochenzementkörper und Implantation der Prothesen in die Modellfemora
6. W. Schwesig, 3DV-Technology GmbH Kiel: Herstellung der Modellfemora
7. A. Horn: Hilfe bei der Literaturrecherche
8. M. Stephan: Vorrichtungsbau
9. V. Helmig: DMS-Applikation
10. M. Töpfer: Messung der unrelaxierten E-Modul-Werte

Weitere Personen waren an der inhaltlich-materiellen Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich hierfür nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die geltende Promotionsordnung der Physikalisch-Astronomischen Fakultät ist mir bekannt.

Ich versichere ehrenwörtlich, dass ich nach bestem Wissen und Gewissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Jena, 10.11.00

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Dirk Schaffer
Geburtsdatum: 29. April 1970
Geburtsort: Jena
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig
Wohnort: Fritz-Ritter-Straße 15
07747 Jena

Schulbildung

September 1976 - August 1977: Polytechnische Oberschule in Jena-Göschwitz

September 1977 - Juli 1986: Polytechnische Oberschule in Rothenstein
Abschlussprädikat: mit Auszeichnung

Berufsausbildung

September 1986 bis Juli 1989: Berufsausbildung zum Werkzeugmacher mit Abitur
an Betriebsschule des Kombines VEB Carl Zeiss Jena
Abschlussprädikat: Gut

Juli 1989 bis September 1989: Werkzeugmacher im Betrieb für Mikroskope und wissenschaft-
lichen Gerätebau des Kombines VEB Carl Zeiss Jena

September 1989 bis April 1990: Wehrdienst

April 1990 bis August 1990: Zivildienst im kommunalen Bereich

Studium

September 1990 bis April 1996: Maschinenbaustudium an Friedrich-Schiller-Universität Jena
Studienrichtung: Feinwerktechnik/Präzisionsfertigung
Studienschwerpunkt: Angewandte Mechanik
Gesamtprädikat: Gut

Berufstätigkeit

April 1996 bis November 2000: wissenschaftlicher Mitarbeiter an Friedrich-Schiller-
Universität Jena in der Professur für Angewandte Mechanik